



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106923890 B

(45)授权公告日 2019.10.25

(21)申请号 201610913121.4

(22)申请日 2012.08.15

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106923890 A

(43)申请公布日 2017.07.07

(30)优先权数据
13/210,142 2011.08.15 US
13/210,196 2011.08.15 US

(62)分案原申请数据
201280039613.5 2012.08.15

(73)专利权人 直观外科手术操作公司
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 S·J·布鲁门克兰兹

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 徐东升 李尚颖

(51)Int.Cl.
A61B 17/29(2006.01)

(56)对比文件
US 5964780 A,1999.10.12,
US 2005/0216033 A1,2005.09.29,
US 5052402 ,1991.10.01,

审查员 孙茜

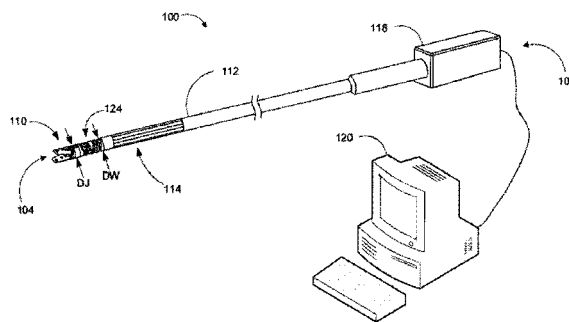
权利要求书2页 说明书24页 附图15页

(54)发明名称

带有软爪和/或柔性腕机构的医疗器械

(57)摘要

一种医疗器械包括一体夹爪结构,其具有:连接器部分,与连接器部分柔性整体形成的第一夹爪部分,与第一夹爪部分整体形成的第一臂部分,以及与第一臂部分柔性整体形成的致动器部分,以便在致动器部分线性运动的条件下,造成第一夹爪部分旋转运动。一种医疗器械包括一体腕结构,其具有:具有下部停止表面的第一连接器部分、与第一连接器部分整体形成的紧凑型挠曲件,以及与紧凑型挠曲件整体形成的第二连接器部分,其中第二连接器部分具有上部停止表面,其在下部停止表面下方与紧凑型挠曲件整体形成并且与下部停止表面形成角度。



1. 一种医疗器械,其包括:
一体夹爪结构和耦连到所述一体夹爪结构的一体腕结构;
所述一体夹爪结构包括:
所述一体夹爪结构的连接器部分,其具有宽度,
所述一体夹爪结构的柔性铰链,其在所述宽度的一侧处与所述连接器部分整体形成,
夹爪部分,其与所述一体夹爪结构的所述柔性铰链整体形成,
与所述夹爪部分整体形成的臂部分,所述臂部分从所述夹爪部分延伸到所述一体夹爪结构的所述连接器部分的所述宽度的另一侧,
与所述臂部分整体形成的臂铰链部分,以及
与所述臂铰链部分整体形成的致动器部分,用于在所述致动器部分线性运动时,引起所述夹爪部分的旋转运动;和
所述一体腕结构包括:
所述一体腕结构的第一连接器部分,其具有下部停止表面,
所述一体腕结构的第二连接器部分,其具有上部停止表面,和
所述一体腕结构的第一柔性铰链,其与所述第一连接器部分和所述第二连接器部分整体形成,

其中所述一体腕结构的所述第一连接器部分和所述一体腕结构的所述第二连接器部分被设置为使得,当所述一体腕结构的所述第一柔性铰链弯曲时,所述一体腕结构的所述第一连接器部分的所述下部停止表面接触所述一体腕结构的所述第二连接器部分的所述上部停止表面。

2. 根据权利要求1所述的器械,其中所述一体腕结构的所述第一柔性铰链是紧凑型挠曲件。

3. 根据权利要求1所述的器械,其中所述一体腕结构的所述第二连接器部分的所述上部停止表面直接在所述一体腕结构的所述第一连接器部分的所述下部停止表面下方并且与所述下部停止表面镜像设置。

4. 根据权利要求1所述的器械:

其中所述一体腕结构的所述第一连接器部分包括下部凹口间隙,所述下部凹口间隙在所述一体腕结构的所述第一连接器部分的所述下部停止表面和所述一体腕结构的所述第一柔性铰链之间并且与所述一体腕结构的所述第一连接器部分的所述下部停止表面和所述一体腕结构的所述第一柔性铰链整体形成;并且

其中所述一体腕结构的所述第二连接器部分包括上部凹口间隙,所述上部凹口间隙在所述一体腕结构的所述第二连接器部分的所述上部停止表面和所述一体腕结构的所述第一柔性铰链之间并且与所述一体腕结构的所述第二连接器部分的所述上部停止表面和所述一体腕结构的所述第一柔性铰链整体形成。

5. 根据权利要求4所述的器械,其中所述下部凹口间隙被限定为圆形的或椭圆形的柱体的一部分。

6. 根据权利要求4所述的器械,其中所述上部凹口间隙被限定为圆形的或椭圆形的柱体的一部分。

7. 根据权利要求1所述的器械,其中所述一体腕结构的所述第一柔性铰链特征在于具

有小于或者等于偏转的剪切分量的两倍的S弯曲分量。

8. 根据权利要求1所述的器械,其中所述一体腕结构还包括:

所述一体腕结构的所述第二连接器部分中的致动器孔,其中所述致动器孔按平行于所述一体腕结构的纵向中心线的方向穿过所述一体腕结构的所述第二连接器部分;以及致动构件,其被连接至所述一体腕结构的所述第一连接器部分并且被设置通过所述一体腕结构的所述第二连接器部分中的所述致动器孔。

9. 根据权利要求1所述的器械,其中所述一体腕结构还包括:

第三连接器部分,和

所述一体腕结构的第二柔性铰链,所述第二柔性铰链与所述一体腕结构的所述第二连接器部分和所述第三连接器部分整体形成。

10. 根据权利要求9所述的器械,其中所述一体腕结构的所述第一柔性铰链和所述第二柔性铰链对齐,以在相同方向上弯曲。

11. 根据权利要求9所述的器械,其中所述一体腕结构的所述第一柔性铰链和所述第二柔性铰链对齐,以彼此成直角弯曲。

12. 根据权利要求1所述的器械:

其中所述一体腕结构包括中心通道,所述中心通道沿所述一体腕结构的纵向中心线延伸;以及

其中所述一体爪结构的所述致动器部分被设置在所述中心通道内。

13. 根据权利要求1所述的器械,其中所述一体腕结构包括:

可模压的塑料或者金属;

能够通过热气、热或者激光焊接与其他塑料或者金属接合的可接合的塑料或者金属;或者

通过电火花加工可成形的金属。

带有软爪和/或柔性腕机构的医疗器械

[0001] 本申请是于2012年8月15日提交的名称为“带有软爪和/或柔性腕机构的医疗器械”的中国专利申请201280039613.5 (PCT/US2012/050988)的分案申请。

[0002] 相关申请

[0003] 本申请要求在2011年8月15日提交的美国专利申请号13/210142,以及在2011年8月15日提交的美国专利申请号13/210196的优先权,这些申请通过引用以其整体并入本文。

技术领域

[0004] 本发明一般涉及医疗器械,更具体地涉及带有夹爪的医疗器械和/或用于保持以不同位置和取向附连至其中的机构的医疗器械组件。

背景技术

[0005] 现代的工具和操纵器械,尤其是用于执行例如切割、抓取和保持等外科手术的带有夹爪的器械,提供了增强的功能性和强度水平,以支持包括微创和显微手术应用的现代需求。期望的是进一步减小这些器械的直径,以减小切口尺寸和手术后的疼痛和疤痕,以及解决在儿科、脉管和神经手术,以及在诸如眼科手术等显微手术中的较小解剖结构。然而,可用于为较小操纵器械的夹爪定位和定向的机构效率不高并且时常缺少准确性。

[0006] 可用的工具通常在准确应用正确的力量或者准确定位方面效率不高。随着手术器械尺寸的减小,具有夹爪的机构,例如钳子、抓紧器以及剪刀等出现若干问题。

[0007] 新的手术技术已形成创伤较少的手术程序,例如微创手术(MIS)和机器人MIS,这样造成需要较小直径的器械。对小型器械的需求是出于患者对具有较少或者无疤痕的美容愈合以及与术后疼痛有关的较小切口尺寸的关注。

[0008] 较小创伤医疗器械的发展还由外科医生推动,外科医生需要用较小的器械处理较小的解剖结构,例如小血管和神经再吻合手术、眼科手术、输精管结扎等。发展微创医疗器械和手术程序的另一个外科医生动机是想要使患者对不太明显的疤痕、较少的术后疼痛以及更快愈合感到满意。

[0009] 生产这些微创医疗器械的一个技术障碍是从机械致动器到另一端上的器械夹爪或者末端执行器的力传输。过多或过少的力传递都会在手术中为外科医生带来另外不必要的并发症。

[0010] 另一个困难是精确定位和移动医疗器械夹钳或末端执行器。通过连杆系统提供精确的控制是困难的。组合的连杆具有被称为“滞后”的固有移动误差,这有效地被认为是无效运动/滞后运动(lost motion)或者浪费能源。医疗器械的滞后是由活动部件之间的摩擦以及互连部件的拉伸所致。

[0011] 用于夹爪致动的滑轮组样式的机构能够为致动缆线提供较大的机械优势,但增加了部件数量、装配成本以及机械摩擦。

[0012] 在使用销件或者轴的缆线致动的铰接机构中,其中部分铰链在销件或者轴上转动,缆线力增加了对抗铰链旋转的枢销摩擦。枢销摩擦将抵制移动直到施加充分的致动力

以克服摩擦。这意味着必须施加大于所需力的致动力以启动铰链旋转。这种不期望的情况在一旦开始运动时,因摩擦力极大地减小而造成过度运动。

[0013] 因为被有效地认为是无效运动/滞后运动或者浪费能源的任何机构的滞后随机构摩擦乘以其传动系统顺应性的乘积而变化,所以对于给定类型的铰链机构,在例如夹持器等器械的横截面直径减小时,这些摩擦和顺应性增加的组合效应大大增加了腕运动滞后。这在存在具有较高起动摩擦的滑动摩擦时尤为有害,导致有时被称为静摩擦的不均匀或者不可预知的运动效应。因此,为了能够有运行顺畅的较小手术器械腕,同样期望的是具有较低摩擦的新的腕机构。

[0014] 降低成本、提高效率 and 性能以及满足竞争压力的需要也增加了找出这些问题的答案的绝对必要性的甚至更大的急迫性。已长期找寻这些问题的解决方案,但是在此之前的发展没有教导或者建议任何解决方案,因此,本领域技术人员长期逃避这些问题的解决方案。

发明内容

[0015] 本发明的一些实施例提供一种医疗器械,其包括:一体夹爪结构,其具有连接器部分、与连接器部分柔性整体形成的第一夹爪部分、与第一夹爪部分整体形成的第一臂部分,以及与第一臂部分柔性整体形成的致动器部分,用于在致动器部分线性运动时造成第一夹爪部分旋转运动。

[0016] 本发明的一些实施例还提供一种医疗器械,其包括一体腕结构,一体腕结构具有:第一连接器部分,其具有下部停止表面;与第一连接器部分整体形成的紧凑型挠曲件;以及与紧凑型挠曲件整体形成的第二连接器部分,其中第二连接器部分具有上部停止表面,所述上部停止表面在所述下部停止表面下方与紧凑型挠曲件整体形成并且与所述下部停止表面形成角度。

[0017] 除了上述步骤或元件之外或取代上述步骤或元件,本发明的某些实施例还具有其它的步骤或元件。本领域技术人员通过参考附图阅读以下的具体实施方式可以明白所述步骤或元件。

附图说明

[0018] 图1是本发明实施例中具有一体夹爪结构的医疗器械。

[0019] 图2是一体夹爪结构的放大详细等距视图。

[0020] 图3是一体夹爪结构的细节剖切等距视图。

[0021] 图4是一体夹爪结构打开的示例性视图。

[0022] 图5是一体夹爪结构闭合的示例性视图。

[0023] 图6是第一实施例中的一体腕结构的放大的细节等距视图。

[0024] 图7是第一实施例中的一体腕结构的放大的正视图。

[0025] 图8是第一实施例中的一体腕结构的放大的侧视图。

[0026] 图9是部分向前挠曲的第一实施例中的一体腕结构的放大侧视图。

[0027] 图10是部分向前挠曲并且部分向左挠曲的第一实施例中的一体腕结构的放大侧视图。

- [0028] 图11是第二实施例中的一体关节结构的放大细节等距视图。
- [0029] 图12是第二实施例中的一体关节结构的正视图。
- [0030] 图13是第二实施例中处于完全挠曲位置的一体关节结构的正视图。
- [0031] 图14是第二实施例中的一体关节结构的侧视图。
- [0032] 图15是第三实施例中的一体腕结构的放大细节等距视图。
- [0033] 图16是第三实施例中的一体腕结构的放大正视图。
- [0034] 图17是第三实施例中的一体腕结构的放大侧视图。
- [0035] 图18是部分向前挠曲的第三实施例中的一体腕结构的放大侧视图。
- [0036] 图19是部分向前挠曲并且部分向右挠曲的第三实施例中的一体腕结构的放大侧视图。
- [0037] 图20是本发明示例性实施例中的紧凑型挠曲结构的放大等距视图。
- [0038] 图21示出被安装至一体腕结构实施例的一体夹爪结构的实施例。

具体实施方式

[0039] 充分详述以下实施例以使本领域技术人员能做出及使用本发明。应了解,基于本公开,其它实施例是显然的,并且可以得出系统、方法或机械改变而不脱离本发明范围。

[0040] 在以下的说明中,给出许多特定细节,以便提供对本发明的彻底理解。不过,显然在没有这些特定细节的情况下仍可以实施本发明。为了避免混淆本发明,不详细公开一些众所周知的装置、器械配置和过程步骤。

[0041] 为了说明的目的,此处所用术语“水平”被定义为当观看由附图标示“图”所指代的附图时看到的水平方向。术语“竖直”指的是与方才定义的水平方向垂直的方向。诸如“上方/之上”、“下方/之下”、“底部”、“顶部”、“侧”(如在“侧壁”中)、“较高”、“较低/下部”、“上部”、“以上”和“以下”的术语是相对于水平而定义的,如附图所示。术语“在……上”意味着所描述的元件之间直接接触。一般,能够按任何取向操作本发明。

[0042] 同样地,在以下描述中,连接和耦合用于描述两构件之间的关系。术语“连接”表示两构件物理地并且直接地彼此接合。

[0043] 不同的构件能够以多种方式连接。例如,不同的构件能够通过诸如经模塑或者雕刻被形成为彼此相邻而连接。同样地,例如,不同的构件能够通过诸如经粘合剂、紧固件、焊接或者钎焊被附连在一起而连接。术语“腕”表示通过能够同时在不止一个方向上弯曲而能够有两个自由度的结构。术语“关节”表示通过能够在分开180度的两个方向上弯曲而能够有一个自由度的结构。

[0044] 术语“耦合”表示两个构件通过一个或更多其他构件被物理地联接。短语“往复运动”和“往复移动”定义成用于描述重复的上下或者后前线性运动或者成角度旋转运动。短语“远侧”和“近侧”定义成分别指示由图1中的有关箭头所指示的方向,或者沿器械耦合至机器人臂(近侧)的点和接触手术患者组织(远侧)的器械尖端之间的连接路径的方向。

[0045] 示出系统实施例的附图半图解式并且不按比例绘制,特别是,图中有些尺寸为了展示清楚而在附图中被放大。类似地,尽管附图中的视图为了便于描述一般以相同的取向示出,然而大部分是用任意的方式描绘附图。一般,能够按任何取向操作本发明。

[0046] 可用的手术器械通常在施加正确的夹爪抓力的量或者精确地定位夹爪方面效率

不高。随着手术器械尺寸的减小,具有夹爪(例如钳子、抓紧器和剪刀)的机构出现若干问题。

[0047] 由于夹爪长度与夹爪致动杠杆长度的比例增加,所以致动系统的机械优势减少。因此,为了期望的夹爪闭合力,随着手术器械直径减小,多数致动系统缆线和滑轮要求由致动缆线施加相对较大的力。

[0048] 在使用销件或者轴的夹爪系统中,其中各个夹爪绕销件或者轴转动,较大缆线力增加了对抗夹爪旋转的枢销摩擦。这意味着必须对夹爪致动施加比所需要的致动力更大的致动力。

[0049] 较高缆线力还要求支撑夹爪的枢销的横截剪切面的相应增加,因此需要较大枢销直径以防止失效。由于滑轮尺寸减小和销件尺寸增加,因此致动器滑轮直径与枢销直径的比例减小,这进一步增加了对抗夹爪旋转的摩擦扭矩以及进一步增加了用于实现给定夹爪力的致动缆线力。

[0050] 较高摩擦力和较低机械优势增加了缆线轴向偏转或者拉伸,以便对于预定量的夹爪旋转和力,需要致动缆线近端比所需移动更大的移动,这意味着有效的传动系统顺应性增加。

[0051] 因为任何机构的滞后随机摩擦乘以其传动系统顺应性的乘积变化,所以对于给定类型的夹爪机构,在诸如夹持器的器械的横截面直径减小时,这些摩擦和顺应性增加的组合效应大大增加了滞后。这在存在具有较高起动摩擦的滑动摩擦时尤为有害,导致有时被称为静摩擦或者粘着滑动的不均匀或者不可预知的运动效应。

[0052] 因此,为了能够有运行顺畅的较小手术器械,期望的是具有较低摩擦、较大夹爪杠杆机械优势以及较低有效传动系统顺应性的新的夹爪机构。

[0053] 其他人已通过提供具有较高轴向刚度(较低顺应性)的重型实心致动杆解决这些问题。但是,大的实心夹爪致动杆干扰了柔性或者阻止用于为夹爪定位和定向的铰接式腕的使用,并且可能在高循环寿命使用中还易受弯曲应力疲劳失效的影响。因此,重型实心杆致动构件最适于不含腕的手动腹腔镜手术器械,而不适于具有铰接式腕的机器人腹腔镜手术器械。

[0054] 现在参考图1,其示出本发明实施例中具有一体夹爪结构110的医疗器械100。医疗器械100具有近端102和远端104。

[0055] 医疗器械100能够包括远端104处的一体夹爪结构110、具有致动构件114的管子112以及近端102处的致动器系统118。本发明实施例中的一体(unitary)夹爪结构110类似于人手。术语“一体”意为单个材料单元的结构。能够由单个材料将一体夹爪结构110制成为单个单元。

[0056] 医疗器械100能够包括腕机构124,类似于人的手腕,其附连至一体夹爪结构110或者与一体夹爪结构110整体形成。腕机构124能够使用粘合剂或者机械紧固件连接至一体夹爪结构110,或者其还可以被焊接或者钎焊。在可替换实施例中,一体夹爪结构110和腕机构124能够一起由单个材料制成为单个单元。

[0057] 一体夹爪结构110能够由单个材料单元(诸如塑料或者金属合金)雕刻或者成形。例如,一体夹爪结构110能够通过切割和雕刻聚丙烯塑料或者金属合金形成,或者能够通过使用电火花线加工(wire EDM)工艺和(例如当被用于塑造镍钛合金时)用于移除表面层重

新熔融的后处理而形成。

[0058] 一体夹爪结构110还能够被模压成形。例如,一体夹爪结构110能够是模制塑料或者铸造金属。一体夹爪结构110还能够按照诸如纤维增强聚醚醚酮(PEEK)的聚合物的单次注塑而形成,或者通过对具有连续腔体的冲模或者模具的金属注塑(MIM)而形成。

[0059] 示出具有朝向远端104变窄的锥形的圆柱形配置的一体夹爪结构110。锥形允许一体夹爪结构110突出到狭小的空间内,并且在诸如器官或者血管等障碍物之间移动。

[0060] 一体夹爪结构110提供改进的制造操作,其具有因其为一体结构而无需装配操作的优势。由于降低的成本,可行的是使一体夹爪结构110用于一次性使用应用。一次性使用工具避免对用后清洁和重新消毒有关的操作和处理的需要,以及对用于重新消毒的某些器械设计要求的需要,诸如能够承受高压灭菌。

[0061] 管子112在空间内的某位置处保持一体夹爪结构110和一体腕结构124。例如,管子112能够是医疗器械的直管。

[0062] 为了说明的目的,示出管子112为空心圆柱构件,将致动构件114包在管子112内。然而,应理解管子112能够是不同的,并且具有各种横截面形状,或者可以是实心的并且具有外部版本的致动构件114。

[0063] 一体夹爪结构110被附连至管子112远端104处的一体腕结构124以及近端102处的致动器系统118。通常,一体夹爪结构110是较远侧部分,腕机构124是较近侧部分。

[0064] 腕机构124是弯曲或者提供多轴运动以改变一体夹爪结构110的相对位置和取向的构件。例如,腕机构124能够是球窝或者可具有一个以上彼此成直角的销接铰链/转轴(hinge)。

[0065] 同样地,例如,腕机构124能够是由单个材料制成为单个单元的柔性机构,该柔性机构能够移动从而允许医疗器械100定位一体夹爪结构110。腕机构124能够是在没有分立的转动销关节的情况下能够弯曲的柔性构件。腕机构124由管子112支撑。

[0066] 在一个实施例中,一体夹爪结构110具有被描绘为DJ的直径,腕机构124具有在图1中描绘的直径DW。在一个实施例中,DW等于DJ,以便一体夹爪结构110的两个部分能够在微创手术程序期间通过相同的套管轻松地进入切口。

[0067] 致动器系统118施加由致动构件114所耦合的力,从而弯曲腕机构124并且致动一体夹爪结构110。例如,致动构件114能够是杆、缆线或者缆线滑轮系统,其被推动或者拉动以沿作用力的方向使腕机构124弯曲。致动器系统118也能够通过致动构件114耦合以传送力,从而造成一体夹爪结构110的旋转往复运动。

[0068] 致动器系统118可以包括或者可以被耦合至电动、液压或者气动动力系统以产生作用力。控制系统120能够被耦合至致动器系统118,用于控制一体夹爪结构110和腕机构124的作用力的量和运动。控制系统120是能够控制一体夹爪结构110的操作的机构。例如,控制系统120能够是计算机和电动机装配件或者是手柄、齿轮和杠杆的装配件。

[0069] 现在参照图2,其中示出一体夹爪结构110的放大详细等距视图。一体夹爪结构110包括第一夹爪部分202、致动器部分204、连接器部分206和第二夹爪部分208。

[0070] 一体夹爪结构110沿正交于中心线214的平面具有第一横向尺寸210和第二横向尺寸212。第一横向尺寸210和第二横向尺寸212示出为相同的但并不需要是相同的,并且基于一体夹爪结构110的几何形状可以被调整。在它们相等的情况下,一体夹爪结构110可以如

图2所示为圆形横截面。

[0071] 第一夹爪部分202是与第二夹爪部分208径向对称的一体夹爪结构110部分。第一夹爪部分202、第二夹爪部分208或者它们的组合能够被用于抓取、操纵、切割或者执行操作的组合。第一夹爪部分202和第二夹爪部分208能够以相反方向同时沿着分别以第一柔性铰链/转轴216和第二柔性铰链/转轴218为中心的圆弧旋转相等的距离。

[0072] 第一夹爪部分202能够远离连接器部分206延伸。第一夹爪部分202能够具有各种形状。例如，第一夹爪部分202能够是梯形、矩形或者是远离连接器部分延伸的椭圆形状。同样地，例如，第一夹爪部分202能够具有平坦的外表面或者圆形外表面。

[0073] 第一柔性铰链216和第二柔性铰链218是耦合其他两个相对刚性构件的柔性构件，也被称为挠曲件。例如，第一柔性铰链216能够耦合第一夹爪部分202和连接器部分206。同样地，例如，第二柔性铰链218能够耦合第二夹爪部分208和连接器部分206。

[0074] 第一柔性铰链216和第二柔性铰链218能够具有铰链长度224和铰链厚度226。铰链长度224能够是第一柔性铰链216和第二柔性铰链218的长度，其能够沿平行于中心线214的方向测量。铰链厚度226能够是第一柔性铰链216和第二柔性铰链218的厚度，其能够沿平行于第二横向尺寸212的方向测量。

[0075] 铰链厚度226能够充分小于铰链长度224，这样在耦合的刚性部件之间提供弯曲顺应性，从而允许一个刚性构件相对于另一个围绕垂直于铰链长度224和铰链厚度226的轴线旋转。旋转轴线在挠曲件变直时能够位于铰链长度224和铰链厚度226的中点处。

[0076] 铰链长度224和铰链厚度226能够具有长度与厚度比，从而使得挠曲件中的弯曲应变和合成应力基于其材料属性在限制范围内，其材料属性诸如屈服强度或疲劳强度限制、运动角范围以及所需的挠性运动循环。第一柔性铰链216和第二柔性铰链218可以刚性地至少沿两耦合构件之间的铰链长度224传递力。有利地，在移动时，第一柔性铰链216和第二柔性铰链218仅具有低的材料内部滞后损耗，也被称为等效摩擦，其明显低于类似加载的销接铰链中的相应的实际摩擦损耗。滞后损耗是因其物理性质所引起的机构和结构的运动或能量的损耗。

[0077] 第一柔性铰链216和第二柔性铰链218能够是紧凑型挠曲铰链。紧凑型挠曲铰链是优选由塑料材料制成的挠曲件，其中塑料材料诸如注塑聚丙烯或者超高分子量聚乙烯(UHMW-PE)，其材料性质允许短挠曲件长度同时允许大量的挠性运动周期。例如，挠曲件长度能够小于两倍的铰链厚度226或者当量厚度，诸如当铰链具有凹形时顶点处的厚度。紧凑型挠曲铰链会受凹形曲面约束。

[0078] 紧凑型挠曲铰链的挠曲寿命，即紧凑型挠曲铰链能够可靠地挠曲或者弯曲的次数，能够通过以下条件被增强，即在模具填充时，熔化的塑料从一个耦合的刚性构件朝向另一个构件流经铰链，并且从模具中取出后立即在两个方向上完全挠曲铰链实现。

[0079] 同样有利地，紧凑型挠曲铰链可以通过消除多个独立的组件和有关的装配劳动，以及通过使用低成本材料而减少成本。紧凑型挠曲铰链有益于夹爪铰链在挠曲件厚度方向上的刚性。

[0080] 因为相对于其厚度减少的长度，第一柔性铰链216和第二柔性铰链218当被配置为紧凑型挠曲铰链时与常规的细长挠曲件相比，相对于在铰链厚度226方向上的耦合构件之间的力，有利地提供相对更大的刚度。

[0081] 除了塑料或者金属注塑或者经过加工方法切割塑料或者金属(包括通过电火花线加工(wire EDM)切割金属)之外,第一柔性铰链216和第二柔性铰链218还通过将柔性铰链定向在电镀层的平面内,允许采用平面光刻金属合金电镀工艺,从而能够有1毫米或更小直径的一体结构。因此,本发明能够制造出前所未有的较小尺寸的功能性医疗器械夹爪,并且还允许对相应较小解剖结构的手术,诸如小血管和神经的再次吻合术,或者眼睛内结构的处理和修复。

[0082] 第一夹爪部分202能够通过第一柔性铰链216与连接器部分206柔性整体形成。第二夹爪部分202还能够通过第二柔性铰链218与连接器部分206柔性整体形成。

[0083] 为了说明的目的,已示出具有相同形状和尺寸,并且具有统一厚度的第一柔性铰链216与第二柔性铰链218。然而,应理解两个铰链能够是不同的。例如,两个铰链能够具有不同的形状、尺寸或者其组合,铰链厚度226能够沿铰链长度224和/或沿垂直于铰链长度224的方向变化。还应理解在可替换实施例中,一个夹爪部分可以是静止的,而另一个具有往复运动以抓取对象。

[0084] 第一夹爪部分202和第二夹爪部分208能够具有用于紧固任务适配器222的适配器220以用于特定任务。适配器220是孔或者紧固机构,用于附连任务适配器。例如,适配器220能够是孔或者机械紧固件,用于诸如通过配合或者紧固,而使任务适配器222适应于第一夹爪部分202、第二夹爪部分208或者其组合。

[0085] 任务适配器222能够是用于适合一体夹爪结构110的垫或者机构以用于特定任务。例如,任务适配器222能够是用于非滑动抓取的锯齿状的垫或者是用于包围和抓取圆柱形对象(诸如血管)的具有半圆形压痕的垫。

[0086] 此外,应理解第一夹爪部分202和第二夹爪部分208能够是不同的。例如,第一夹爪部分202和第二夹爪部分208能够在形状上彼此不同。同样地,例如,第一夹爪部分202能够是矩形的,具有遍及第一夹爪部分202的恒定的第一横向尺寸210以提供较宽的夹紧面。

[0087] 致动器部分204是一体夹爪结构110的一部分,其引起一个或两个夹爪部分的往复运动。致动器部分204能够是能够移动的实心构件,诸如棒或者线。

[0088] 致动器部分204能够具有杆或者柱形部分。图1的一个致动构件114能够在没有腕机构的情况下或者通过图1中的腕机构124连接或者耦合至致动器部分204的杆部分或者柱形部分,以相对于连接器部分206移动致动器部分204。

[0089] 例如,在医疗器械100的近端102处拉动一个致动构件114会造成第一夹爪部分202和第二夹爪部分208闭合。在无拉力或者推力作用在致动构件114上的情况下,致动构件114的释放能够造成一体夹爪结构110打开到这样的位置,即其中第一柔性铰链216和第二柔性铰链218变直。类似地,推力可以通过致动构件114被施加至致动器部分204,从而在需要时迫使一个或者两个夹爪部分更完全地打开。

[0090] 在可替换实施例中,致动器部分204仅能够耦合至第一夹爪部分202,以便致动器部分204的移动能够造成仅第一夹爪部分202的旋转移动。

[0091] 铰链部分能够是弹性的。因此,在无拉力或者推力作用在致动器部分204上的情况下,致动构件114的释放能够造成第一夹爪部分202、第二夹爪部分208或者两者移动至这样的位置,其中第一柔性铰链216和第二柔性铰链218均处于定义的中间位置,诸如大体彼此平行。

[0092] 连接器部分206能够被连接至腕机构124的远侧部件,其转而连接至管子112。连接器部分206还能够被直接连接至管子112或者能够通过可替换结构被耦合。

[0093] 在一个方面,第一柔性铰链216和第二柔性铰链218为低等效摩擦结构,诸如弹性结构,以便允许第一夹爪部分202和第二夹爪部分208相对于连接器部分206移动。

[0094] 在可替换实施例中,第一柔性铰链216和第二柔性铰链218能够是具有所有伴随优势的紧凑型挠曲铰链。以下,剖面线3-3示出下面的图3横截面图的位置和方向。

[0095] 现在参考图3,示出一体夹爪结构110的详细剖切等距视图。一体夹爪结构110能够包括远端104处的柔性夹爪机构308以及近端102处的连接器部分206。柔性夹爪机构308包括第一夹爪部分202、第二夹爪部分208和致动器部分204。柔性夹爪机构308包括分别与第一夹爪部分202和致动器部分204整体形成的第一臂部分302和第一臂铰链部分304。致动器部分204还能够具有横梁部分306,其垂直连接至杆或者柱形部分,并且还耦合至第一夹爪部分202、第二夹爪部分208或者其组合。

[0096] 其中第二夹爪部分208是可移动的,类似地,其具有分别与第二夹爪部分208和致动器部分204整体形成的第二臂部分和第二臂铰链部分。

[0097] 第一臂部分302的一端从中心线214向外延伸至第二夹爪部分208的外周边,第一臂部分302的另一端在第一柔性铰链216处与第一夹爪部分202整体形成。这使得第一臂部分302的长度最大,从而使移动第一夹爪部分202的机械优势最大。应理解第一臂部分302的最大长度受到宽度310的限制,所述宽度是沿一体夹爪结构110的连接器部分206的第二横向尺寸212边到边测量。在一一体夹爪结构110具有圆形横截面的事件中,宽度310可以是圆形横截面的直径310。作为示例,从第一柔性铰链216到第一臂铰链部分304的第一臂部分302长度与第一夹爪部分202长度的比例能够是设计的比例的大约两倍,在设计中,夹爪绕与夹爪装配件的中心线214相交的铰链销转动。

[0098] 已发现,从夹爪观看时,与第一夹爪部分202的长度比较时,第一臂部分302、第一柔性铰链216以及第一臂铰链部分304的布置提供了图1的致动构件114较高的机械优势和较低的有效顺应性,从而减少了夹爪运动的滞后。与传统销接合铰链相比,该滞后减少结合了由柔性铰链的低等效摩擦所获得的改进。

[0099] 第一臂铰链部分304是耦合两个其他相对刚性构件的挠曲件或者柔性构件。第一臂铰链部分304能够类似于第一柔性铰链216、第二柔性铰链218或者其组合。例如,诸如长度和厚度的尺寸能够类似于第一和第二柔性铰链优化。同样地,例如,第一臂铰链部分304能够是紧凑型挠曲铰链。第一臂铰链部分304能够耦合致动器部分204的横梁部分306和第一臂部分302。

[0100] 通过柔性夹爪机构308消除枢销摩擦能够减少滞后,以及增加第一夹爪部分202和第二夹爪部分208的最大适用力。一体夹爪结构110的整体尺寸能够随抓力的较少减少而减小。所得到的尺寸减小能够提供通过较小切口进入较小和较紧的空隙的改善进入性,这能够减少因微创手术程序所致的患者创伤。

[0101] 医疗器械100能够具有耦合至图1的管子112的一体夹爪结构110的连接器部分206。连接器部分206和管子112能够通过图1的腕机构124直接连接或者间接耦合。医疗器械100能够移动腕机构124、管子112或者其组合,以便为连接器部分206定位和定向,从而为一一体夹爪结构110定位和定向。相对于致动器部分204的运动,管子112能够使连接器部分206

保持静止。

[0102] 现在参考图4,其示出一体夹爪结构110打开的示例性视图。第二夹爪部分208与第二臂部分402整体形成,该第二臂部分402与第二臂铰链部分404整体形成,而第二臂铰链部分404与致动器部分204整体形成。第二臂部分402的形状能够类似于第一臂部分302。第二臂铰链部分404的形状还能够类似于图3的第一臂铰链部分304。

[0103] 在第一臂部分302啮合致动器部分204的相对位置处,第二臂部分402能够啮合致动器部分204。

[0104] 致动器部分204能够沿方向406向上移动,从而造成第一夹爪部分202具有向外移动408,第二夹爪部分208具有向外移动410,以便一体夹爪结构110的柔性夹爪机构308打开。第一夹爪部分202绕第一柔性铰链216以弧形移动,第二夹爪部分208绕第二柔性铰链218以弧形移动。为了该移动,致动器部分204能够被连接至是图1中的一个致动构件114的杆或者是部分杆,该致动构件可以是能够施加推力的杆或者其他组件,诸如鲍登缆线。

[0105] 现在参考图5,其示出一体夹爪结构110闭合的示例性视图。致动器部分204能够沿方向502向下移动,从而造成第一夹爪部分202具有向内移动504,第二夹爪部分208具有向内移动506,以便一体夹爪结构110的柔性夹爪机构308闭合。第一夹爪部分202绕第一柔性铰链216以弧形移动,第二夹爪部分208绕第二柔性铰链218以弧形移动。为了该移动,致动器部分204能够被连接至是图1的一个致动构件114的杆或者是部分杆。因为仅包括拉动运动,所以致动器部分204能够被连接至是致动构件114中的一个的金属线或者缆线。

[0106] 第一夹爪部分202和第二夹爪部分208分别通过图3的第一臂铰链部分304以及图4和图5的第二臂铰链部分404弹性耦合至致动器部分204,第一夹爪部分202和第二夹爪部分208通过第一柔性铰链216和第二柔性铰链218弹性耦合至连接器部分206,这在柔性夹爪机构308如图4所示打开并且无力被施加至致动器部分204的条件下,会造成向内移动504和向内移动506。

[0107] 例如,用于在第一臂铰链部分304和第二臂铰链部分404处伸直的机械弹簧偏置,即第一臂铰链部分304的机械属性,施加偏置力,其造成第一夹爪部分202和第二夹爪部分208在向内移动504和向内移动506下朝图2的配置闭合。

[0108] 伴随竖直往复运动的致动器部分204的上下移动造成第一夹爪部分202和第二夹爪部分208分别绕第一柔性铰链216和第二柔性铰链218旋转往复移动。

[0109] 总之,柔性夹爪机构308的第一夹爪部分202和第二夹爪部分208分别被安装在第一柔性铰链216和第二柔性铰链218上,其偏移到中心线214的与每个相应的夹爪部分相同的侧,而不是像当今整个手术器械行业那样,绕与中心线214相交的轴或者销件转动。

[0110] 另外,每个相应的第一夹爪部分202和第二夹爪部分208的第一柔性铰链216和第二柔性铰链218位于实际尽可能远离中心线214,同时夹爪部分致动力被施加到第一臂部分302和第二臂部分402的远端,其与相应的第一夹爪部分202和第二夹爪部分208整体形成,并且实际尽可能远地延伸到中心线214的相对侧。另外,第一臂铰链部分304和第二臂铰链部分404将第一臂部分302和第二臂部分402连接至致动器部分204的公用横梁,这通过致动机构114中的一个致动,所述致动机构114中的一个被紧固至在中心线214上或者附近的梁中点处的致动器部分204。因此,致动器部分204致动第一夹爪部分202和第二夹爪部分208,使其同样地朝向或者远离彼此。

[0111] 第一柔性铰链216和第二柔性铰链218极大地消除夹爪枢销摩擦扭矩。较长的杠杆臂极大地增加了用于致动构件114的夹爪运动的有效轴向刚度,其中致动构件114被连接至致动器部分204。组合效应极大地减少了表现为一体夹爪结构110的损耗或者不可预测的运动滞后。

[0112] 已发现设置在连接器部分206的外周边处的第一柔性铰链216和第二柔性铰链218提供较长的杠杆臂,这样减少了滞后,否则该滞后将表现为一体夹爪结构110的损耗或者不可预测的运动。挠曲铰链(诸如第一柔性铰链216和第二柔性铰链218)的摩擦的减小允许在图1的一体夹爪结构110和管子112的近侧位置处的夹爪抓力感测。如示例,可在致动器系统118将力施加至致动构件114的地方感测基于低摩擦挠曲的夹爪机构中的夹爪力,其中致动构件114被连接至致动器部分204而不是在第一夹爪部分202和第二夹爪部分208上,这有实际的差异。在另一方面,在低摩擦夹爪机构中,夹爪力感测可以基于例如施加至电动机的电流或者施加至液压或气动致动器的压力。

[0113] 还发现第一臂铰链部分304和第二臂铰链部分404也减少了滞后,否则该滞后将表现为一体夹爪结构110的无效运动或者不可预知的运动,这允许在致动器部分204和致动器系统118处感测到基于低摩擦挠曲的夹爪机构中的夹爪力。在致动器部分204处感测的方法能够与上述关于第一柔性铰链216和第二柔性铰链218的方法类似。

[0114] 进一步还发现第一臂铰链部分304和第二臂铰链部分404在没有额外感测机构的情况下,能够被设计为限制最大可用的夹爪力,其中第一臂铰链部分304和第二臂铰链部分404在张力下操作和挠曲,从而闭合第一夹爪部分202和第二夹爪部分208。例如,基于具有非线性应力-应变关系的材料,诸如镍钛合金,能够选定第一臂铰链部分304和第二臂铰链部分404的横截面面积,从而使得构件仅在到达力的阈值量时传递,并且当所施加的力达到基于该合金的应力-应变平顶的阈值最大值时,在不增加力的情况下通过变长而变形。

[0115] 图2的紧凑型挠曲铰链216被设计成当横向力被施加至紧凑型挠曲件时,提供大体相等的剪切和S弯曲位移或者剪切为主的位移,如在通过夹爪202和208或者任务适配器222施加至患者组织或者缝针等的力的反作用下所出现的。在受到横向力时,紧凑型挠曲铰链216的特性是由S弯曲分量所致的偏转不超过由横向力所造成的剪切位移的两倍。

[0116] 已发现本发明实施例减少了柔性夹爪机构308中的部件数量,从一些较大分立组件夹爪机构中的六件或者一些较小分立组件夹爪机构中的十一件减少为单个集成部件,所述部件能够以较少机械加工步骤被制造,诸如电火花加工或者其他实际减法制造工艺。

[0117] 已发现通过加法工艺,诸如由塑料或者纤维增强塑料复合材料的注塑、金属注塑之后烧结或者平面光刻金属电镀,还能够将柔性夹爪机构308制成单件,因此减少了部件成本和装配时间。夹爪部分柔性铰链可以由允许高应力的合金,诸如硬化的不锈钢、钛或者铝合金制成,或者由镍钛合金或者具有甚至更高的允许应变的其他高级的形状记忆合金制造,或者由金属玻璃材料制造。

[0118] 每个夹爪部分的工作表面根据应用可以是母体夹爪材料或者是图2的任务适配器222,其由较高硬度的合金、碳化钨、增韧陶瓷或者最终由合适的粘附涂层(诸如金属镀层、粘合的硬质砂或者其他沉积物)制成。

[0119] 一体腕机构

[0120] 当器械直径减小时,铰链旋转滑轮直径或者铰链杠杆臂长度也会减少,而所需的

缆线力进一步增加。较高摩擦力和较低机械优势增加了缆线轴向偏转或者拉伸,这样预定量的远侧铰链旋转需要致动缆线近端比所需移动更大地移动,这意味着增加了有效的传动系统顺应性。

[0121] 因为被有效地认为是无效运动或者浪费能源的任何机构的滞后随机摩擦乘以其传动系统顺应性的乘积变化,所以对于给定类型的铰链机构,在诸如夹持器的器械的横截面直径减小时,这些摩擦和顺应性增加的组合效应大大增加了腕运动滞后。这在存在具有较高启动摩擦的滑动摩擦时尤为有害,导致有时被称为静摩擦的不均匀或者不可预知的运动效应。

[0122] 再次参考图1,其示出本发明第一实施例中具有一体腕结构124的医疗器械100。一体腕结构124是连续构件,其弯曲或者提供多轴线移动,从而改变了附连至其上的构件的相对位置和取向。术语“一体”表示单个材料单元制成的结构。一体腕结构124是在没有分立的转动销关节的情况下能够弯曲的柔性构件。一体腕结构124还由附连至其上的另一构件支撑。

[0123] 例如,一体腕结构124能够在一侧上被连接至静止构件,而在相对侧上连接至可移动构件。静止构件能够使一体腕结构124保持在适当位置,并且一体腕结构124能够被操纵为定位和定向该可移动构件。

[0124] 对于更具体的示例,一体腕结构124能够具有附连至一侧的机械臂和另一侧上的摄像机、夹持器或者其他末端执行器。机械臂能够定位一体腕结构124并且使末端执行器处于适当位置。一体腕结构124能够被操纵以从给定位置为照相机呈现不同的角度、取向和视图。

[0125] 一体腕结构124能够由单个材料单元(诸如塑料或者金属合金)雕刻或者成形。例如,一体腕结构124能够通过切割和雕刻聚丙烯塑料或者金属合金形成,或者能够通过使用电火花线加工(wire EDM)工艺和(例如当被用于塑造镍钛合金时)用于移除表面层重新熔融的后处理而形成。

[0126] 一体腕结构124还能够被模压成型。例如,一体腕结构124能够是模制塑料或者铸造或电镀金属。一体腕结构124还能够按照聚丙烯的单次注塑或者通过对具有连续腔体的冲模或者模具的金属注塑(MIM)而形成。

[0127] 医疗器械100具有近端102和远端104。医疗器械100能够包括接近远端104的一体腕结构124、具有致动构件114的管子112以及近端102处的致动器系统118。医疗器械100能够包括远端处的夹爪机构110。

[0128] 夹爪机构110能够处于医疗器械100的远端104处。一体腕结构124能够被连接至夹爪机构110。一体腕结构124能够具有附连在另一侧上的管子112。一体腕结构124还能够通过致动构件114耦合至致动器系统118。夹爪机构110能够类似于人手,一体腕结构124能够类似于人的手腕。

[0129] 夹爪机构110能够是机械装配件,诸如夹持器或者切割器,或者是由单个材料制成为单个单元的柔性一体化结构。在可替换实施例中,夹爪机构110和一体腕结构124能够共同是连续和一体化的。夹爪机构110和一体腕结构124均能够由单个材料制成作为单个单元。

[0130] 示出一体腕结构124具有圆柱形配置。圆柱形配置消除了锋利边缘,并且允许一体

腕结构124和夹爪机构110突出至狭小空间内并且在诸如器官或者血管的障碍物之间移动。

[0131] 已发现一体腕结构124提供了被改进的制造操作,具有因其为一件式结构而免除装配操作的优势。因为减少的成本,可行的是使一体腕结构124适于一次性应用。一次性使用工具避免对用后与清洁和重新消毒有关的操作和处理的需要,以及避免对适于重新消毒的某些器械设计要求(诸如能够承受高压灭菌)的需要。

[0132] 现在参考图6,其示出第一实施例中的一体腕结构124的放大细节等距视图。一体腕结构124具有沿与中心线624正交的平面的第一横向尺寸620和第二横向尺寸622。

[0133] 第一横向尺寸620和第二横向尺寸622示出为相同的但不必是相同的,并且可以基于一体腕结构124的几何形状来调整。在它们相等的情况下,一体腕结构124可以如图6所示为圆形横截面。作为示例,第一横向尺寸620和第二横向尺寸622示出为沿相互垂直的方向但不必要求是垂直的。

[0134] 一体腕结构124包括第一连接器部分632、第二连接器部分634和第三连接器部分636、第四连接器部分638以及第五连接器部分640。在第一连接器部分632和第二连接器部分634之间能够是第一对柔性铰链642。在第二连接器部分634和第三连接器部分636之间能够是第二对柔性铰链644。在第三连接器部分636和第四连接器部分638之间能够是第三对柔性铰链646。在第四连接器部分638和第五连接器部分640之间能够是第四对柔性铰链648。第五连接器部分640能够被连接至图1中的管子112。

[0135] 柔性铰链对642-648中的两对能够被放置为与柔性铰链对642-648中的其他两对成直角,从而允许第一连接器部分632在所有方向上弯曲或者从第五连接器部分640全向弯曲。此外,铰链对能够被布置为以便最外面的铰链即第一对柔性铰链642和第四对柔性铰链648的弯曲轴线均彼此平行。最里面的铰链即第二对柔性铰链644和第三对柔性铰链646的弯曲轴线能够彼此平行。按此方式配置的一体腕结构124被称为ABBA配置。

[0136] 一体腕结构124示出具有笛卡尔“偏航-俯仰-俯仰-偏航”或者ABBA配置。该配置基于如上所述铰链的弯曲轴线的取向的组合。术语“偏航”和“俯仰”为任意术语,使用“偏航”和“俯仰”描述正交方向上的移动。在(2002年6月28日提交的)美国专利号6817974中更加详细地描述了ABBA配置的“恒定速度”优势,其内容通过引用并入本文。

[0137] 柔性铰链对642-648能够具有挠曲件宽度650和挠曲件厚度652。挠曲件宽度650是沿每对柔性铰链的弯曲轴线测量的柔性铰链对642-648的宽度。

[0138] 例如,如图6所示,第一对柔性铰链642和第四对柔性铰链648的弯曲轴线均平行于第二横向尺寸622。第一对柔性铰链642和第四对柔性铰链648的挠曲件宽度650能够沿着平行于第二横向尺寸622的线测量。类似地,第二对柔性铰链644和第三对柔性铰链646的挠曲件宽度650能够沿着平行于第一横向尺寸620的线测量。

[0139] 挠曲件厚度652是柔性铰链对642-648的厚度的测量值。挠曲件厚度652能够是在柔性铰链对642-648最薄点处的测量值。例如,如果柔性铰链对642-648具有如图6所示的彼此相对的两椭圆形凹面,挠曲件厚度652能够是每个凹面的顶点或者中点之间的测量值。

[0140] 挠曲件厚度652还能够沿与每对柔性铰链642-648的弯曲轴线和中心线624垂直的线测量。例如,如图6所示,第一对柔性铰链642和第四对柔性铰链648的弯曲轴线均平行于第二横向尺寸622。因此,第一对柔性铰链642和第四对柔性铰链648的挠曲件厚度652能够沿平行于第一横向尺寸620的线测量。

[0141] 类似地,第二对柔性铰链644和第三对柔性铰链646的挠曲件厚度652能够沿平行于第二横向尺寸622的线测量。

[0142] 柔性铰链对642-648还能够具有挠曲件长度654。挠曲件长度654是柔性铰链对642-648沿平行于中心线624的方向的长度或者高度的测量值。当柔性铰链对642-648处于图6所示的中间位置时能够测量挠曲件长度654。挠曲件长度654能够是柔性铰链对642-648与邻接的连接器部分632-640整体形成的点之间的距离。

[0143] 如图6所示的柔性铰链对通常是柔性铰链和紧凑型挠曲件。挠曲件或者柔性铰链被定义为耦合其他两个相对刚性构件的柔性构件。柔性铰链对642-648能够是耦合连接器部分632-640的柔性构件,该连接器部分632-640是相对刚性的构件。

[0144] 柔性铰链对642-648能够具有大体上少于挠曲件长度654的挠曲件厚度652,以在耦合的刚性构件之间提供弯曲顺应性,从而允许一个刚性构件相对于其他围绕沿挠曲件宽度650的轴线旋转。弯曲轴线位于挠曲件变直时挠曲件长度654和挠曲件厚度652的中点。

[0145] 挠曲件长度654和挠曲件厚度652能够具有长度与厚度的比例,从而使得挠曲件的弯曲应变和合成应力基于其材料属性位于限制内,其材料属性诸如屈服强度或疲劳强度、其运动的角范围以及所需的挠性运动周期。柔性铰链对642-648可以至少沿两个耦合构件之间的挠曲件宽度650和挠曲件长度654刚性地传递力。

[0146] 已发现柔性铰链对642-648在移动时仅具有材料的低内部滞后损耗,也被称为等效摩擦,其明显低于类似加载的销接铰链的相应的实际摩擦损耗。滞后损耗是因其中的材料属性和机械配置所导致的机构和结构的运动或者能量的损耗。

[0147] 柔性铰链对642-648还能够是紧凑型挠曲件。紧凑型挠曲件是由塑料材料制成的挠曲件,所述塑料材料诸如注塑聚丙烯或者超高分子量聚乙烯(UHMW-PE),其材料属性允许短挠曲件长度同时允许大量的挠性运动周期。例如,挠曲件长度654能够小于挠曲件厚度652的两倍。

[0148] 挠曲寿命被定义成柔性铰链642-648能够可靠地挠曲或者弯曲而不断裂的次数。紧凑型挠曲件对642-648的挠曲寿命能够通过以下方式被增强,即在模具填充时,通过提供熔化的塑料从一个耦合的刚性构件朝向另一个构件流经铰链,以及从模具中取出后通过立即在两个方向上完全地挠曲铰链实现。由于相对于挠曲件厚度652减少挠曲件长度654,所以相对于挠曲件厚度652方向上的耦合的构件之间的力,紧凑型挠曲件对642-648有利地提供比常规挠曲件相对更大的刚度,这可能发生在沿着挠曲件厚度652方向的横向载荷或者围绕中心线624的扭转载荷被施加在耦合的构件632至640的邻近对之间时。同样有利地,模制的塑料紧凑型挠曲件,通过消除多个独立的组件和有关的装配劳动以及通过使用低成本材料,可以降低成本。

[0149] 除了塑料或金属注塑或者通过加工方法切割塑料或金属(包括通过电火花线加工(wire EDM)的金属切割)之外,柔性铰链对642-648还可以配有足够的长度和均匀的厚度,从而允许通过在电镀层平面内定向柔性铰链而采用平面光刻电镀金属合金制造工艺,以实现1mm直径或者更小直径的一体结构。因此,本发明能够制造出前所未有的较小尺寸的功能性医疗柔性铰链腕器械,并且还能够用于相应较小解剖结构的手术中,例如小血管和神经的再次吻合术,或者眼睛内结构的处理和修复。

[0150] 柔性铰链部分能够有弹性。因此,图1中的致动构件114在连接器部分632-640上无

拉力或者推力的情况下,该致动构件114的释放能够造成连接器部分632-640移动至这样的位置,其中柔性铰链对642-648处于所定义的中间位置。例如,柔性铰链对642-648能够被偏置为返回至基本彼此平行的大体笔直和延长的形态,或者返回至预定的弯曲形状。

[0151] 第一连接器部分632、第二连接器部分634、第三连接器部分636、第四连接器部分638和第五连接器部分640均具有多个致动器孔660,其在每个连接器部分的周边内,并且平行于中心线624延伸。

[0152] 示出致动器孔660围绕一体腕结构124的周边。致动器孔660对齐通过一体腕结构124。在一方面中,致动器孔660通过每个连接器部分。在另一方面中,一些致动器孔660仅可穿过一些连接器部分。在一个示例中,一些致动器孔660可以在其仅用于致动构件以相对于第五连接器部分640移动连接器部分638和636时仅穿过连接器部分640、638和636。

[0153] 图1的致动构件114通过致动器孔660穿过一体腕结构124到每个连接器部分,其中致动构件114用于以控制线或者微型缠绕或编织的线缆或绳索的方式控制一体腕结构124。致动构件114上的张力能够造成一体腕结构124在柔性铰链对处弯曲。基于腕控制线在致动器孔660内的布置以及致动构件114的相对位移,一体腕结构124能够以2-4个自由度弯曲,尽管在优选情况中是两个自由度。

[0154] 中心通道662沿一体腕结构124的中心线624延伸,用作致动构件114中一个构件的通路,以致动连接至一体腕结构124的夹爪机构110。

[0155] 现在参考图7,其中示出第一实施例中的一体腕结构124的放大正视图。连接器部分632-638能够具有在其下部部分上的下部凹口/缓冲间隙(relief clearance)702。连接器部分634-640能够具有在其上部部分上的上部凹口间隙704。

[0156] 柔性铰链对642-648能够在邻近的连接器部分之间。例如,第一对柔性铰链642能够与第一连接器部分632的下部部分上的下部凹口间隙702整体形成。第一对柔性铰链642还能够与第二连接器部分634的上部部分上的上部凹口间隙704整体形成。柔性铰链对644-648能够类似地提供连接器部分634-640之间的整体连接。

[0157] 为了说明的目的,示出柔性铰链对642-648被连接至每个铰链上端处的下部凹口间隙302和每个铰链下端处的上部凹口间隙704。然而,应理解一体腕结构124能够具有不同取向,从而改变下部凹口间隙702和上部凹口间隙704以及铰链的相对位置。

[0158] 下部凹口间隙702和上部凹口间隙704是每个连接器部分632-640和每个柔性铰链对642-648之间接合处的连接器部分632-640中的缺口。例如,下部凹口间隙702能够是与第一连接器部分632接合处的第一对柔性铰链642的半径。

[0159] 继续该示例,下部凹口间隙702和上部凹口间隙704能够是围绕椭圆长轴线上顶点的部分椭圆,而挠曲件中点处于椭圆短轴线上的共同顶点。如更具体的示例,下部凹口间隙702和上部凹口间隙704,连同每个铰链上的表面能够形成具有椭圆形横截面的圆柱部分。下部凹口间隙702和上部凹口间隙704允许一体腕结构124的垂直高度减小。下部凹口间隙702和上部凹口间隙704在椭圆横截面长轴线端部处能够与柔性铰链对642-648整体形成。用于划分铰链和间隙部分的点能够是椭圆横截面的顶点。此外,每个铰链的挠曲件长度654能够是椭圆横截面长轴线的长度,其沿着平行于图6的中心线624的线从一个顶点到另一个顶点测量。

[0160] 连接器部分632-638能够具有在其下部部分上的下部停止表面706。连接器部分

634-640能够具有在其上部部分上的上部停止表面708。下部凹口间隙702能够邻近下部停止表面706,上部凹口间隙704能够邻近上部停止表面708。下部停止表面706为连接器部分632-638的下部部分上的平面表面,用于约束连接器部分632-638的移动以及柔性铰链对642-648的弯曲。上部停止表面708是连接器部分632-638的上部部分上的平面表面,用于约束连接器部分634-640的移动以及柔性铰链对642-648的弯曲。

[0161] 为了说明的目的,示出下部停止表面706作为连接器部分632-638的下表面,并且上部停止表面708在连接器部分634-640的上表面上。然而,应理解一体腕结构124能够以不同位置定向,从而改变下部停止表面706和上部停止表面708的相对位置。

[0162] 第一连接器部分632可以仅具有一对下部停止表面706。第五连接器部分640可以仅具有一对上部停止表面708。连接器部分634-638能够具有一对下部停止表面706和一对上部停止表面708。

[0163] 对于第二连接器部分634、第三连接器部分636和第四连接器部分638,其每个均能够具有上部停止表面708和下部停止表面706,其上部停止表面708和下部停止表面706设置在彼此之上并且围绕中心线624偏移90度或者偏移不同的角度。例如,在当前的实施例中示出第二连接器部分634具有在第二连接器部分634的左侧和右侧上的上部停止表面708。示出下部停止表面706被布置为以90度偏移并且被设置在前侧和后侧上。

[0164] 继续该示例,示出第三连接器部分636具有被直接布置在彼此之上但围绕中心线624无角度偏移的上部停止表面708和下部停止表面706。示出上部停止表面708被设置在一体腕结构124的前侧和后侧上(未示出)。

[0165] 一个连接器部分的下部停止表面706能够直接在下方的连接器部分的上部停止表面708之上、上方、面对或者反射该上部停止表面。例如,第一连接器部分632的下部停止表面706能够直接在第二连接器部分634的上部停止表面708之上和上方,以及反射该上部停止表面。同样地,例如,第二连接器部分634能够具有直接在第三连接器部分636的上部停止表面708之上并且反射该上部停止表面708的下部停止表面706。

[0166] 下部停止表面706和上部停止表面708能够远离水平面成角度,用于约束连接器部分632-638的移动和柔性铰链对642-648的弯曲。下部停止表面706能够连接至柔性铰链对642-648的下部凹口间隙702,并且向上和远离柔性铰链对642-648成预定角度延伸。上部停止表面708能够连接至柔性铰链对642-648的上部凹口间隙704,并且向下和远离柔性铰链对642-648成预定角度延伸。

[0167] 现在参考图8,其示出第一实施例中的一体腕结构124的放大侧视图。一体腕结构124在前后之间和左右之间具有相同的形状。

[0168] 为了讨论的目的,在图8-10中面向左侧,讨论图7所示的一体腕结构124。也就是,图8-图10将讨论图7所示一体腕结构124的右侧。然而,应理解图8能够是一体腕结构124的左侧或右侧。

[0169] 现在参考图9,其示出部分向前挠曲的第一实施例中的一体腕结构124的放大侧视图。示出一体腕结构124具有完全向前挠曲的第二对柔性铰链644。

[0170] 示出第一连接器部分632和第二连接器部分634向前倾。连接器部分636-640具有如图8所示的相同的中间取向。

[0171] 示出一体腕结构124具有在第二连接器部分634前侧上的下部停止表面706,其邻

接第三连接器部分636前侧上的上部停止表面708。两个邻接表面能够互相重叠并且覆盖整个表面。两个邻接表面使第二对柔性铰链644停止进一步向前弯曲。一体腕结构124能够通过使第三对柔性铰链646类似地向前弯曲而以类似的方式完全向前挠曲。图1中的医疗器械100能够使用图1的致动构件114使一体腕结构124挠曲。

[0172] 已经发现下部停止表面706和上部停止表面708的斜面能够用于在没有其他设备或者限制机构的情况下限制一体腕结构124的弯曲量。下部停止表面706和上部停止表面708的斜面能够因此消除外部限制器(诸如齿轮机构或者软件限制特征)和内部限制器(诸如凸起或者止动器),以及简化制造复杂性和减少制造成本。

[0173] 下部凹口间隙702和上部凹口间隙704能够形成具有椭圆横截面的圆柱,如在第二对柔性铰链644前侧上所示的。例如,下部凹口间隙702和上部凹口间隙704能够打开或者增大第二对柔性铰链644背面上的下部凹口间隙702和上部凹口间隙704的圆弧部分。

[0174] 当第二对柔性铰链644向前弯曲时,第二对柔性铰链644前侧的材料压缩。当第二对柔性铰链644向前弯曲时,第二对柔性铰链644背面的材料伸展。

[0175] 上部停止表面708和下部停止表面706的邻接对的斜面能够限制柔性铰链对的弯曲。例如,上部停止表面708远离水平面的角度大小能够与下部停止表面706远离水平面的角度大小相加。组合角度能够是给定的柔性铰链对的最大弯曲量。

[0176] 现在参照图10,其中示出部分地向前挠曲和部分地向右挠曲的第一实施例中的一体腕结构124的放大的侧视图。示出一体腕结构124如上所述的向前挠曲。如从图7的坐标系的前部观看,示出一体腕结构124也被类似地部分向右挠曲。

[0177] 第二连接器部分634具有如图9所示的相同位置。连接器部分636-640具有如图8所示的相同的中间位置。示出第一连接器部分632向其左边旋转。

[0178] 图7中的第一连接器部分632左侧上的下部停止表面706能够邻接图7中的第二连接器部分634左侧上的上部停止表面708。第一对柔性铰链642能够向左挠曲和弯曲,类似于如上所述的第二对柔性铰链644。

[0179] 现在参考图11,其示出第二实施例中的一体关节结构1100的放大细节等距视图。第一连接器部分1102类似于图6中的第一连接器部分632,第二连接器部分1104类似于图6中的第五连接器部分640。第一连接器部分1102能够连接至图1中的夹爪机构110或者与其整体形成,第二连接器部分1104能够被连接至图1的管子112。

[0180] 第一连接器部分1102和第二连接器部分1104之间是柔性铰链对1106。柔性铰链对1106类似于图6中的第一对柔性铰链642。

[0181] 图1中的致动构件114能够沿线1110滑过第二致动器孔1108并且能够被固定在第一致动器孔1112内。通过拉动柔性铰链对1106一侧上或者另一侧上的致动构件1114,一体关节结构1100将在一个方向或者另一方向上弯曲。该原理在较大程度上也同样适用于图6中的一体腕结构124。

[0182] 现在参考图12,其示出第二实施例中的一体关节结构1100的前视图。柔性铰链对1106连接第一连接器部分1102和第二连接器部分1104。

[0183] 第一连接器部分1102能够具有在其下部部分上的下部凹口间隙802。第二连接器部分1104能够具有在其上部部分上的上部凹口间隙1204。

[0184] 柔性铰链对1106能够被连接至一端处的下部凹口间隙1202,以及相对端处的上部

凹口间隙1204。下部凹口间隙1202和上部凹口间隙1204能够类似于图7中的下部凹口间隙702和上部凹口间隙704。下部凹口间隙1202和上部凹口间隙1204通过使组合的连接器部分和柔性铰链适配在较小的总高度,允许一体关节结构1100的垂直高度的减少。

[0185] 现在参考图13,其示出处于完全挠曲位置的第二实施例中的一体关节结构1100的正视图。第一连接器部分1102能够具有在其下部部分上的下部停止表面1302,第二连接器部分1104能够具有在其上部部分上的上部停止表面1304。在完全挠曲的位置中,第一连接器部分1102的下部停止表面1302邻接第二连接器部分1104的上部停止表面1304。

[0186] 下部停止表面1302能够类似于图7中的下部停止表面706。上部停止表面1304能够类似于图7中的上部停止表面708。下部停止表面1302和上部停止表面1304成角度以限制柔性铰链对1106和一体关节结构1100的弯曲量。

[0187] 已发现具有停止表面保证柔性铰链对1106保持在设计参数内,从而保证柔性铰链对1106的足够的寿命。当停止表面被用于图1中的一体腕结构124中时,还发现防止致动构件114在致动器孔660的孔口处过度弯曲以及造成过度摩擦和磨损。

[0188] 柔性铰链对1106能够在中间部分弯曲或拉伸以适应挠曲位置。例如,柔性铰链对1106的中间部分能够在另一侧上拉伸而在另一侧上压缩。图12中的下部凹口间隙1202、图12中的上部凹口间隙1204以及柔性铰链对1106的拉伸表面能够形成形状像数字“3”的横截面或者能够形成椭圆形横截面。在相对侧上,下部凹口间隙1202、上部凹口间隙1204以及柔性铰链对1106的压缩表面能够形成三角形的或者心形的横截面。同样地,例如,柔性铰链对1106能够均匀地拉伸或者压缩并且使整体保持椭圆形,如附图9和10图解的。

[0189] 现在参考图14,其示出第二实施例中的一体关节结构1100的侧视图。示出上部停止表面1304直接在下部停止表面1302下方并且反射该表面。

[0190] 现在参考图15,其示出第三实施例中的一体腕结构1500的放大细节等距视图。一体夹爪结构1500具有沿正交于中心线1524的平面的第一横向尺寸1520和第二横向尺寸1522。示出第一横向尺寸1520和第二横向尺寸1522相同但并非必须相同,并且可以基于一体夹爪结构1500的几何形状来调整。在它们相等的情况下,一体夹爪结构1500可以是圆形横截面,如图15所示。

[0191] 一体腕结构1500包括第一连接器部分1532、第二连接器部分1534、以及第三连接器部分1536、第四连接器部分1538以及第五连接器部分1540。在第一连接器部分1532和第二连接器部分1534之间是第一对柔性铰链1542。在第二连接器部分1534和第三连接器部分1536之间是第二对柔性铰链1544。在第三连接器部分1536和第四连接器部分1538之间是第三对柔性铰链1546。在第四连接器部分1538和第五连接器部分1540之间是第四对柔性铰链1548。第五连接器部分1540可连接至图1中的管子112。

[0192] 两对柔性铰链能够与两对其他柔性铰链成直角放置,从而允许第一连接器部分1532在所有方向上弯曲或者从第五连接器部分1540在全向上弯曲。此外,柔性铰链对能够被布置为交替成90度,以便第一对柔性铰链1542和第三对柔性铰链1546的弯曲轴线均彼此平行。第二对柔性铰链1544和第四对柔性铰链1548的弯曲轴线能够彼此平行。按此方式配置的一体腕结构1500被称为ABAB配置。

[0193] 一体腕结构1500示出具有笛卡尔“偏航-俯仰-偏航-俯仰”或者ABAB配置。该配置基于如上所述铰链的弯曲轴线的取向的组合。术语偏“偏航”和“俯仰”为任意术语,使用“偏

航”和“俯仰”描述正交方向上的移动。

[0194] 通过该替换,进一步嵌套结构特征允许减小长度与直径的比例 L/D ,从ABBA情况中的 $L/D=2$ 减小到一个优选实施例中的ABAB情况中的 $L/D=1.8$ 。在ABAB实施例中,当第五连接器部分1540围绕中心线1524旋转并且第一连接器部分1532维持固定指向方向时,出现第一连接器部分1532相对于第五连接器部分1540的旋转运动误差。这就是所谓的腕滚动运动。第一连接器部分1532的旋转运动误差可以通过运动学计算补偿。

[0195] 柔性铰链对1542-1548能够具有挠曲件宽度1550和挠曲件厚度1552。挠曲件宽度1550是沿每对柔性铰链的弯曲轴线的柔性铰链对1542-1548的宽度测量值。

[0196] 例如,如图15所示,第一对柔性铰链1542和第三对柔性铰链1546的弯曲轴线均平行于第一横向尺寸1520。第一对柔性铰链1542和第三对柔性铰链1546的挠曲件宽度1550能够沿平行于第一横向尺寸1520的线测量。类似地,第二对柔性铰链1544和第四对柔性铰链1548的挠曲件宽度1550能够沿平行于第二横向尺寸1522的线测量。

[0197] 挠曲件厚度1552是柔性铰链对1542-1548厚度的测量值。挠曲件厚度1552能够是柔性铰链对1542-1548最薄点处的测量。例如,如果柔性铰链对1542-1548具有如图15所示的彼此相对的两凹面,挠曲件厚度1552能够是每个凹面顶点的测量。

[0198] 挠曲件厚度1552还能够沿垂直于每对柔性铰链1542-1548的弯曲轴线和中心线1524的线测量。例如,如图15所示,第一对柔性铰链1542和第三对柔性铰链1546的弯曲轴线均平行于第一横向尺寸1520。因此,第一对柔性铰链1542和第三对柔性铰链1546的挠曲件厚度1552能够沿平行于第二横向尺寸1522的线测量。类似地,第二对柔性铰链1544和第四对柔性铰链1548的挠曲件厚度1552能够沿平行于第一横向尺寸1520的线测量。

[0199] 柔性铰链对1542-1548还能够具有挠曲件长度1554。挠曲件长度1554是沿平行于中心线1524的方向测量的柔性铰链对1542-1548的长度或者高度。挠曲件长度1554能够在柔性铰链对1542-1548处于图15所示的中间位置时测量。挠曲件长度1554能够是柔性铰链对1542-1548与邻接的连接器部分1532-1540整体形成的点之间的距离。

[0200] 图15所示的柔性铰链对通常是柔性铰链和紧凑型挠曲件。挠曲件或者柔性铰链被定义为耦合其他两个相对刚性构件的柔性构件。柔性铰链对1542-1548能够是耦合连接器部分1532-1540的柔性铰链,其中所述连接器部分1532-1540是相对刚性的构件。

[0201] 柔性铰链对1542-1548均能够具有足够小于挠曲件长度1554的挠曲件厚度1552,以便在耦合的刚性构件之间提供弯曲顺应性,从而允许一个刚性构件相对于其他刚性构件围绕平行于挠曲件宽度1550的轴线旋转。弯曲轴线能够位于挠曲件变直时挠曲件厚度1552的中点处。

[0202] 挠曲件长度1554和挠曲件厚度1552能够具有长度与厚度的比例,从而使得挠曲件的弯曲应变和合成应力基于其材料属性位于限制内,材料属性诸如屈服强度或疲劳强度限制、其运动的角范围以及所需的挠性运动周期。柔性铰链对1542-1548可以沿两个耦合构件之间的至少挠曲件宽度1550和优选沿挠曲件厚度1552和挠曲件长度1554刚性地传输力。

[0203] 已发现柔性铰链对1542-1548在移动时仅具有低的材料内部滞后损耗,也被称为等效摩擦,其明显低于类似加载的销接铰链的相应实际摩擦损耗。滞后损耗是因其材料属性和机械配置所致的机构和结构的运动或者能量的损耗。

[0204] 柔性铰链对1542-1548还能够是紧凑型挠曲件。紧凑型挠曲件是由塑料材料制成

的挠曲件,所述塑料材料诸如注塑的聚丙烯或者超高分子量聚乙烯(UHMW-PE),其材料属性允许短挠曲件长度同时允许大量的挠性运动周期。例如,挠曲件长度1554能够小于挠曲件厚度1552的两倍。

[0205] 挠曲铰链对1542-1548的挠曲寿命能够通过以下方式被增强,即在模具被填充时,通过提供熔化的塑料从一个耦合的刚性构件朝向另一个刚性构件流经铰链,以及通过从模具中取出后立即在两个方向上完全挠曲铰链实现。因为相对于挠曲件厚度减少长度,相对于挠曲件厚度方向上的耦合的构件之间的力以及相对于围绕中心线1524的扭矩,柔性铰链对1542-1548有利地提供比常规挠曲件相对更大的刚度。同样有利地,紧凑型挠曲件通过消除多个独立的组件和相关装配劳动以及通过使用低成本的材料,可以降低成本。

[0206] 除了塑料或者金属注塑,或者通过加工方法切割塑料或者金属(包括通过电火花线加工的金属切割)之外,柔性铰链对1542-1548可以配置为具有较大的长度和均匀的厚度,以允许通过在电镀层平面内定向柔性铰链而采用平面光刻电镀金属合金制造工艺,从而允许1mm直径或者更小直径的一体结构。因此,本发明能够制造出前所未有的较小尺寸的功能性医疗柔性铰链腕器械,并且还能够用于相应较小解剖结构的手术中,诸如小血管和神经的再次吻合术,或者眼睛内结构的处理和修复。

[0207] 第一连接器部分1532、第二连接器部分1534、第三连接器部分1536、第四连接器部分1538以及第五连接器部分1540均具有多个致动器孔1560,其在每个连接器部分的周边内,并且平行于中心线1524延伸。

[0208] 示出致动器孔1560围绕一体腕结构1500的周边。致动器孔1560通过一体腕结构1500对齐。在一方面中,致动器孔1560通过每个连接器部分。在另一方面中,一些致动器孔1560仅可以通过一些连接器部分。在一个示例中,一些致动器孔1560可以在其仅用于致动构件以相对于第五连接器部分1540 移动连接器部分1538和1536时,仅穿过连接器部分1540、1538和1536。

[0209] 图1的致动构件114通过致动器孔1560穿过一体腕结构1500到达每个连接器部分,其中致动构件114用于以控制线或者微型缠绕或编织的线缆或绳索的方式控制一体腕结构1500。致动构件114上的张力能够使一体腕结构1500在柔性铰链对处弯曲。基于腕控制线在致动器孔1560内的放置以及致动构件114的相对位移,一体腕结构1500能够以二至四个自由度弯曲,尽管在优选情况中是两个自由度。

[0210] 中心通道1562沿一体腕结构1500的中心线1524延伸用作致动构件114中的一个致动构件的通路,以致动连接至一体腕结构1500的夹爪机构110。

[0211] 现在参考图16,其示出第三实施例中的一体腕结构的放大前视图。连接器部分1532-1538能够具有在其下部部分上的下部凹口间隙1602。连接器部分1534-1540能够具有在其上部部分上的上部凹口间隙1604。

[0212] 柔性铰链对1542-1548还能够在邻近的连接器部分之间。例如,第一对柔性铰链1542能够与第一连接器部分1532的下部部分上的下部凹口间隙1602整体形成。第一对柔性铰链1542还能够与第二连接器部分1534的上部部分上的上部凹口间隙1604整体形成。柔性铰链对1544-1548能够类似地提供连接器部分1534-1540之间的整体连接。

[0213] 为了说明的目的,示出柔性铰链对1542-1528连接至每个铰链上端处的下部凹口间隙1602和每个铰链下端处的上部凹口间隙1604。然而,应理解一体腕结构1500能够具有

不同的取向,从而改变下部凹口间隙1602和上部凹口间隙1604以及铰链的相对位置。下部凹口间隙1602和上部凹口间隙1604是每个连接器部分1532-1540和每个柔性铰链对1542-1548之间的接合处的连接器部分1532-1540中的缺口。例如,下部凹口间隙1602能够是在与第一对柔性铰链1542接合处的第一连接器部分1532中的圆弧或者一部分圆形缺口或者凹陷部。

[0214] 继续该示例,下部凹口间隙1602和上部凹口间隙1604能够是与相对成对的连接器部分1532-1540的表面整体形成的圆弧或者一部分圆形缺口部分或者凹陷部。下部凹口间隙1602和上部凹口间隙1604,连同每个铰链表面能够形成具有圆形横截面的连续部分圆柱。

[0215] 下部凹口间隙1602和上部凹口间隙1604能够在圆形截面上与图15的中心线1524平行的直径的端部处与柔性铰链对1542-1548整体形成。划分铰链和间隙部分的点能够位于与圆形横截面上的中心线平行的直径的端部处。此外,每个铰链的挠曲件长度1554能够是圆形横截面的直径。

[0216] 下部凹口间隙1602和上部凹口间隙1604能够被连接至下部停止表面1606和上部停止表面1608。下部凹口间隙1602能够被连接至下部停止表面1606,上部凹口间隙1604能够被连接至上部停止表面1608。

[0217] 下部停止表面1606是连接器部分1532-1538下部部分上的平面表面,用于约束连接器部分1532-1538的移动以及柔性铰链对1542-1548的弯曲。上部停止表面1608是连接器部分1534-1540上部部分上的平面表面,并且反射下部停止表面1606,用于邻接下部停止表面1606以约束连接器部分1532-1538的移动和柔性铰链对1542-1548的弯曲。

[0218] 为了说明的目的,示出下部停止表面1606为连接器部分1532-1538的下部部分,以及上部停止表面1608为连接器部分1534-1540的上部部分。然而,应理解一体腕结构1500能够被不同地定向,从而改变下部停止表面1606和上部停止表面1608、连接器部分1532-1540以及铰链的相对位置。

[0219] 第一连接器部分1532能够仅具有一对下部停止表面1606。第五连接器部分1540能够仅具有一对上部停止表面1608。连接器部分1534-1538能够具有一对下部停止表面1606和一对上部停止表面1608。

[0220] 对于第二连接器部分1534、第三连接器部分1536以及第四连接器部分1538,其每个均能够具有上部停止表面1608,上部停止表面1608绕中心线1524与下部停止表面1606旋转地偏移90度或者偏移不同的角度。例如,在当前的实施例中,示出第二连接器部分1534在第二连接器部分1534的前和后(未示出)侧上具有上部停止表面1608。示出下部停止表面1606被布置成以90度偏移并且被设置在左侧和右侧上。

[0221] 一个连接器部分的下部停止表面1606能够直接地在下方的连接器部分的上部停止表面1608之上、上方,或者面对或反射该上部停止表面1608。例如,第一连接器部分1532的下部停止表面1606能够直接在第二连接器部分1534的上部停止表面1608之上和上方,还能够反射该上部停止表面1608。同样地,例如,第二连接器部分1534能够具有直接在第三连接器部分1536的上部停止表面1608之上和上方的下部停止表面1606,其中两组表面彼此反射。

[0222] 下部停止表面1606和上部停止表面1608能够远离水平面成角度,以便约束连接器

部分1532-1538的移动以及柔性铰链对1542-1548的弯曲。下部停止表面1606能够连接至柔性铰链对1542-1548的下部凹口间隙1602,并且向上和远离柔性铰链对1542-1548成预定角度延伸。

[0223] 现在参考图17,其示出第三实施例中的一体腕结构的放大侧视图。一体腕结构1500在前后以及左右之间能够具有相同的形状。

[0224] 为了讨论的目的,将按照图17-19中的面朝左讨论图16所示的一体腕结构1500。也就是,图17-图19将讨论图16所示的一体腕结构1500的右侧。然而,应理解图17能够是一体腕结构1500的左或右侧。

[0225] 现在参考图18,其示出部分向前挠曲的第三实施例中的一体腕结构的放大侧视图。示出一体腕结构1500具有完全向前挠曲的第一对柔性铰链1542。

[0226] 示出第一连接器部分1532向前旋转。图15的连接器部分1534-1538具有如图16的相同中间取向。

[0227] 示出一体腕结构1500具有在第一连接器部分1532前侧上的下部停止表面1606,其中第一连接器部分1532前侧上的下部停止表面1606邻接第二连接器部分1534前侧上的上部停止表面1608。两个邻接表面阻止了第一对柔性铰链1542进一步向前弯曲。通过使图16的第三对柔性铰链1546类似地向前弯曲,一体腕结构1500能够以类似的方式向前完全挠曲。图1的医疗器械100能够使用图1的致动构件114挠曲一体腕结构1500。

[0228] 已经发现下部停止表面1606和上部停止表面1608的斜面能够用于在无其他设备或者限制机构的情况下限制一体腕结构1500的弯曲量。下部停止表面1606和上部停止表面1608的斜面能够因此消除外部限制器(诸如齿轮机构或者软件限制特征)和内部限制器(诸如凸起或者止动器),并且简化制造复杂性和降低制造成本。

[0229] 下部凹口间隙1602和上部凹口间隙1604能够在第一对柔性铰链1542前侧形成具有圆形横截面的圆柱。下部凹口间隙1602和上部凹口间隙1604能够伸展以在第一对柔性铰链1542后侧上形成具有椭圆横截面或者形状类似于数字“3”的横截面的一部分圆柱。

[0230] 当第一对柔性铰链1542向前弯曲时,第一对柔性铰链1542前侧材料压缩。当第一对柔性铰链1542向前弯曲时,第一对柔性铰链1542后侧材料伸展。

[0231] 上部停止表面1608和下部停止表面1606的邻接对的斜面能够限制柔性铰链对的弯曲。例如,上部停止表面1608远离水平面的角的大小能够与下部停止表面1606远离水平面的角的大小相加。组合的角度能够是给定柔性铰链对的最大弯曲量。

[0232] 现在参考图19,其示出部分向前挠曲以及部分向右挠曲的第三实施例中的一体腕结构的放大侧视图。示出一体腕结构1500如上所述向前挠曲。示出一体腕结构1500也类似地部分向左挠曲。

[0233] 第一连接器部分1532具有图18所示的相对于第二连接器部分1534的相同位置。图15所示连接器部分1536-1540具有与图16所示相同的中间位置。示出第一连接器部分1532和第二连接器部分1534向左旋转。

[0234] 第一连接器部分1532左侧上的图16的下部停止表面1606能够邻接第二连接器部分1534左侧上的图16的上部停止表面1608。第一对柔性铰链1542能够向左挠曲和弯曲,类似于如上所述的第二对柔性铰链1544。

[0235] 图6中的柔性铰链642-648、图11中的柔性铰链1106以及图15中的柔性铰链1542-

1548极大地消除了枢销摩擦扭矩。组合效应极大减少滞后,所述滞后表现为一体腕结构124和1500以及一体关节结构1100中的无效运动或者不可预知的运动。

[0236] 现在参考图20,其示出本发明示例性实施例中的紧凑型挠曲结构2000的放大等距视图。紧凑型挠曲结构2000的放大等距视图示出具有连接在其中的紧凑型挠曲件2006的第一连接部分2002和第二连接部分2004。假想线2010指示第一连接部分2002的初始位置,其在施加横向力或扭矩之前具有围绕图6的轴线624、图11的轴线1124或者图15的轴线1524的静止中心线2012。

[0237] 紧凑型挠曲件2006是这样的柔性铰链,其被设计为在横向力或者扭矩被施加至紧凑型挠曲件2006的应用(诸如图1的一体腕结构124)时,提供基本相等的剪切和S弯曲位移或者剪切为主的位移。紧凑型挠曲件2006在经受横向力或扭矩时的特性是由于S弯曲分量2016引起的偏转不超过两倍的剪切位移,其中剪切位移由横向力或者扭矩导致。

[0238] 紧凑型挠曲件2006特征在于具有表现图6的挠曲件长度654一半的梁长2008,以及具有挠曲件厚度652和挠曲件宽度650。从第一连接部分2002或者第二连接部分2004的梁长2008的测量识别紧凑型挠曲件2006的中平面2014。中平面2014代表偏转的S弯曲分量2016的拐点位置,所述偏转是在第一连接部分2002或者第二连接部分2004其中任一个相对于另一个横向移动时它们之间的形变。

[0239] 紧凑型挠曲件2006代表图6的柔性铰链642-648、图11的柔性铰链1106以及图15的柔性铰链1542-1548的设计原理,所述柔性铰链是由相对的凹面而不是平坦表面限定。梁长2008和挠曲件厚度652的尺寸被设计为提供大体相等的剪切和S弯曲偏转或者较少的S弯曲偏转。减少的S弯曲偏转组分是必要的,以便使图1的医疗器械100的图1的一体腕结构124的扭转的和横向的顺应性最小化,同时允许腕的有意弯曲。偏转距离被定义为在横向力被施加在紧凑型挠曲件2006上时因剪切和S弯曲引起的紧凑型挠曲件2006移动的距离的和,如图20所示。可以通过下列方程计算偏转距离:

$$[0240] \quad \delta = \left(\frac{PL^3}{3EI} \right) + \left(\frac{PL}{kAG} \right) \quad (1)$$

[0241] 其中 δ 是偏转2018的一半,是弯曲所造成的距离和剪切力所造成的距离的和。在弯曲偏转距离项中:

[0242] P=施加至构件的载荷力

[0243] L=如图20所示的梁长2008

[0244] E=杨氏模量

[0245] I=惯性矩

[0246] 在剪切偏转距离项中:

[0247] P=施加至构件的载荷力

[0248] L=如图20所示的梁长2008

[0249] k=剪切力=矩形的梁横截面的5/6

[0250] A=横截面面积

[0251] G=剪切模量

[0252] 此外,

[0253] $E=2*G(1+\nu)$ 其中 ν =泊松比

[0254] $I = b \cdot h^3 / 12$, 其中b是梁的宽度250, h是梁的厚度252。

[0255] $A = b \cdot h$

[0256] 本领域技术人员应理解通过使上述S弯曲偏转项和剪切偏转项相等, 以及除去类似因素, 最后得出的挠曲梁长度与厚度的简化关系被得到。

[0257] $L = h \cdot \sqrt{3(1+\nu)/5}$ (2)

[0258] 已发现因为紧凑型挠曲件1606的长度和厚度成比例以具有这样的特性, 即因S弯曲导致的偏转基本等于或者少于因剪切力所致的偏转, 这是因为围绕图6的轴线624施加至一体腕结构124、围绕图11的轴线1124施加至一体关节结构1100或者围绕轴线1524施加至一体腕结构1500的扭矩将产生极大减小的S弯曲所致。S弯曲位移和剪切位移之间的这种平衡使现有柔性铰链腕中所呈现的过度的旋转顺应性和横向顺应性最小化。

[0259] 通过示例的方式, 由具有泊松比 $\nu = .42$ 的聚丙烯所形成的紧凑型挠曲件2006在挠曲件梁长2008等于挠曲件厚度652的0.92倍时, 能够具有相等的剪切和弯曲位移组分。应明白, 梁长2008是图6整个挠曲件长度654的一半。紧凑型挠曲件2006具有不到挠曲件厚度652两倍的挠曲件长度654。对于如图6至图19的具有凹形挠曲件2006表面的实施例, 期望的减少S弯曲偏转基本等于或小于两倍的剪切偏转的紧凑型挠曲件2006的挠曲件长度与厚度比可以有一定程度的改变。

[0260] 图21示出根据本发明某些实施例附连至一体腕结构124的实施例的一体夹爪结构110的实施例。如上所述, 一体夹爪结构110能够通过切割或雕刻聚丙烯塑料或者金属合金形成, 或者能够通过使用电火花线加工(EDM)工艺以及(诸如当被用于模压镍钛合金时)用于移除表面层重新熔融的后处理而形成。一体夹爪结构110能够是模制塑料或者铸造金属。一体夹爪结构110还能够按诸如纤维增强聚醚醚酮(PEEK)的聚合物的单次注塑, 或者通过对具有连续腔体的冲模或者模具的金属注塑(MIM)而形成。柔性夹爪机构308还能够通过塑料或者纤维增强塑料复合材料的注塑, 金属注塑之后烧结或者平面光刻金属电镀, 而形成。夹爪部分柔性铰链可以由允许高应力的合金制成, 诸如硬化的不锈钢、钛或者铝合金, 或者由镍钛合金或者具有甚至更高容许应变的其他更高级的形状记忆合金制成, 或者由金属玻璃材料制成。

[0261] 一体腕结构124还能够由单个单元材料(诸如塑料或者金属合金)雕刻或者成形。例如, 一体腕结构124能够通过切割和雕刻聚丙烯塑料或者金属合金形成, 或者能够通过使用EDM工艺, 以及(例如当被用于模压镍钛合金时)用于移除表面层重新熔融的后处理而形成。一体腕结构124还能够是模制塑料或者铸造或电镀金属。一体腕结构124还能够按照聚丙烯的单次注塑, 或者通过对具有连续腔体的冲模或者模具的金属注塑(MIM)而形成。如上所述, 在从模具中取出聚丙烯的一体腕结构124后, 铰链642-648能够立即被挠曲, 以增强一体腕结构124的挠曲寿命。

[0262] 如图21所示, 一体腕结构124和一体夹爪结构110接合。通路2102允许致动构件114从致动器孔660进入一体夹爪机构110。通路2102可在内部形成, 或者可以形成为一体夹爪机构110一侧内的凹槽, 从而允许致动构件114穿过如上所述的成对的致动器孔660。

[0263] 能够按若干方式接合一体夹爪结构110和一体腕结构124。例如, 一体夹爪结构110和一体腕结构124能够由如上所述的单件材料形成。一体夹爪结构110和一体腕结构124能够通过注塑或者铸造而形成如上所述的单件。可替换地, 例如通过在一体夹爪结构124上

形成唇状物(lip),一体夹爪机构110和一体腕结构124能够被分开形成和被组合,其中唇状物接收一体夹爪机构110的相应件,以便两者咬合在一起。此外,一体夹爪机构110能够被分开形成,并且一体腕结构124通过注塑与已在适当位置的一体夹爪机构110一起形成,其中一体夹爪机构包括在其周围注塑一部分一体腕结构124的结构。另外,一体夹爪结构110能够被结合至一体腕结构124。

[0264] 本发明实施例已发现将柔性腕机构中的部件数量减少至单个整体部件,该单个整体部件能够通过较少加工步骤制造,例如电火花加工或者其他实用的减法制造工艺。

[0265] 已发现通过加法工艺,诸如由塑料或者纤维增强塑料复合材料的注塑、金属注塑之后烧结或者平面光刻金属电镀,还能够将一体腕结构124和1500以及一体关节结构1100制成单件,从而减少部件成本和装配时间。柔性铰链可以由允许高应力的合金,诸如硬化的不锈钢、钛或者铝合金制成,或者由镍钛合金或者具有甚至更高的容许应变的其他更高级的形状记忆合金制造,或者由金属玻璃材料制造。

[0266] 所得到的方法、过程、设备、装置、产品和/或系统简单易懂、有成本效益、不复杂、高度通用、准确、敏感并且有效,并且可以通过修改已知材料和工艺来实行,用于容易、有效及经济性的制造、应用及使用。

[0267] 本发明的另一重要方面在于有价值地支持及实现降低成本、简化系统及提高性能的历史趋势。

[0268] 本发明这些以及其它有价值的方面因此可以促进技术状态至少发展到下一个阶段。

[0269] 尽管已结合特定的最佳模式来描述本发明,应理解在上述说明基础上许多替代、修改及变体对于本领域技术人员是显然的。因此,意在包括落入随附的权利要求的范围内的所有此类替代、修改及变体。所有至此在本文及附图中提到或示出的事项应被解释成示例说明而无限制意思。

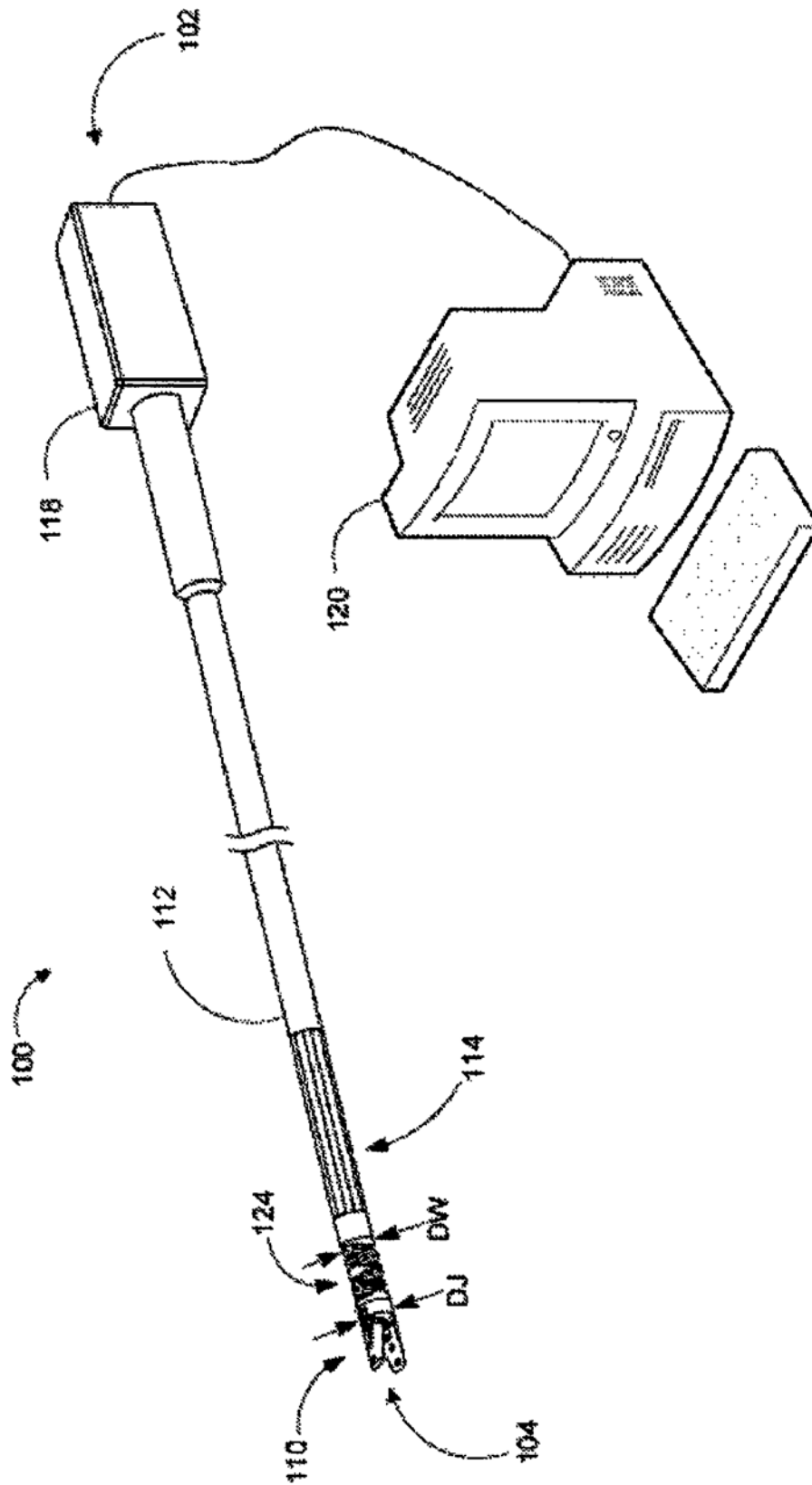


图1

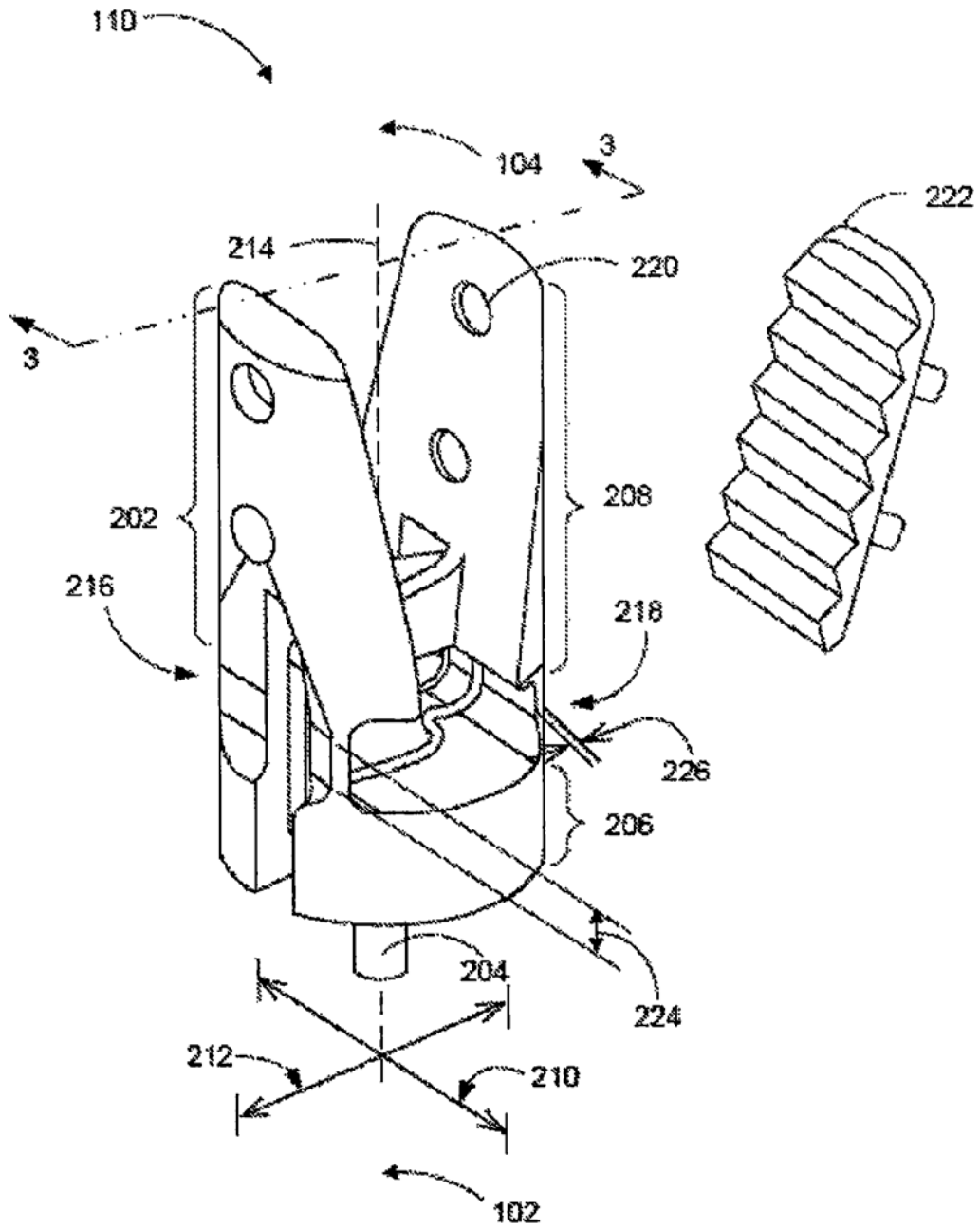


图2

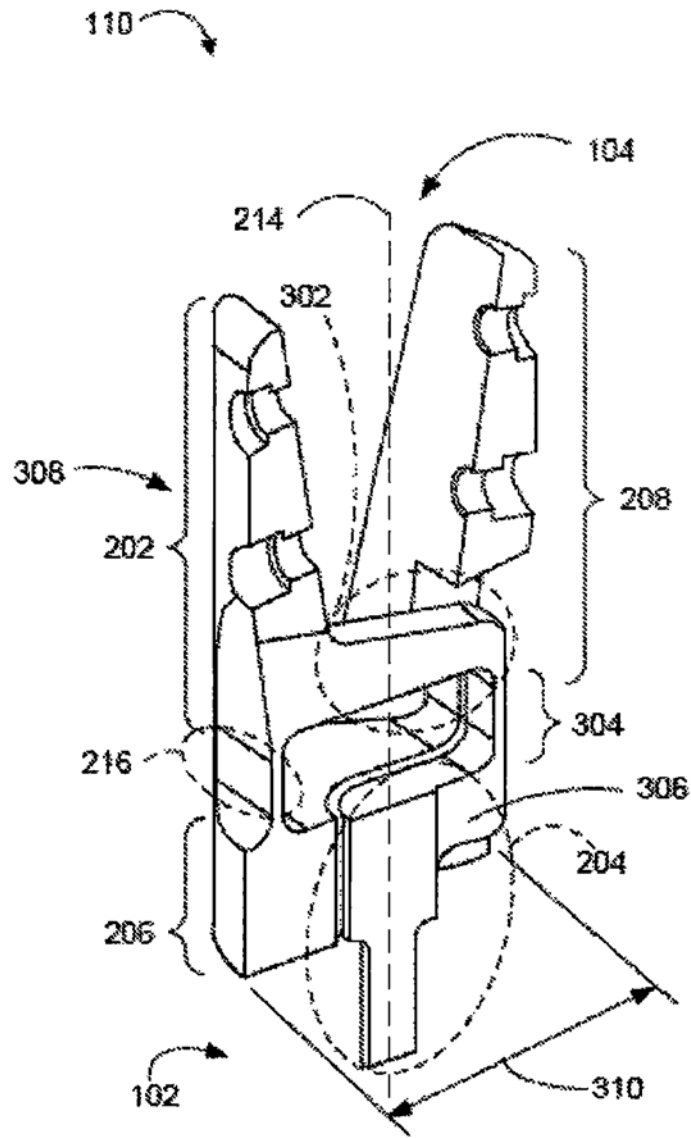


图3

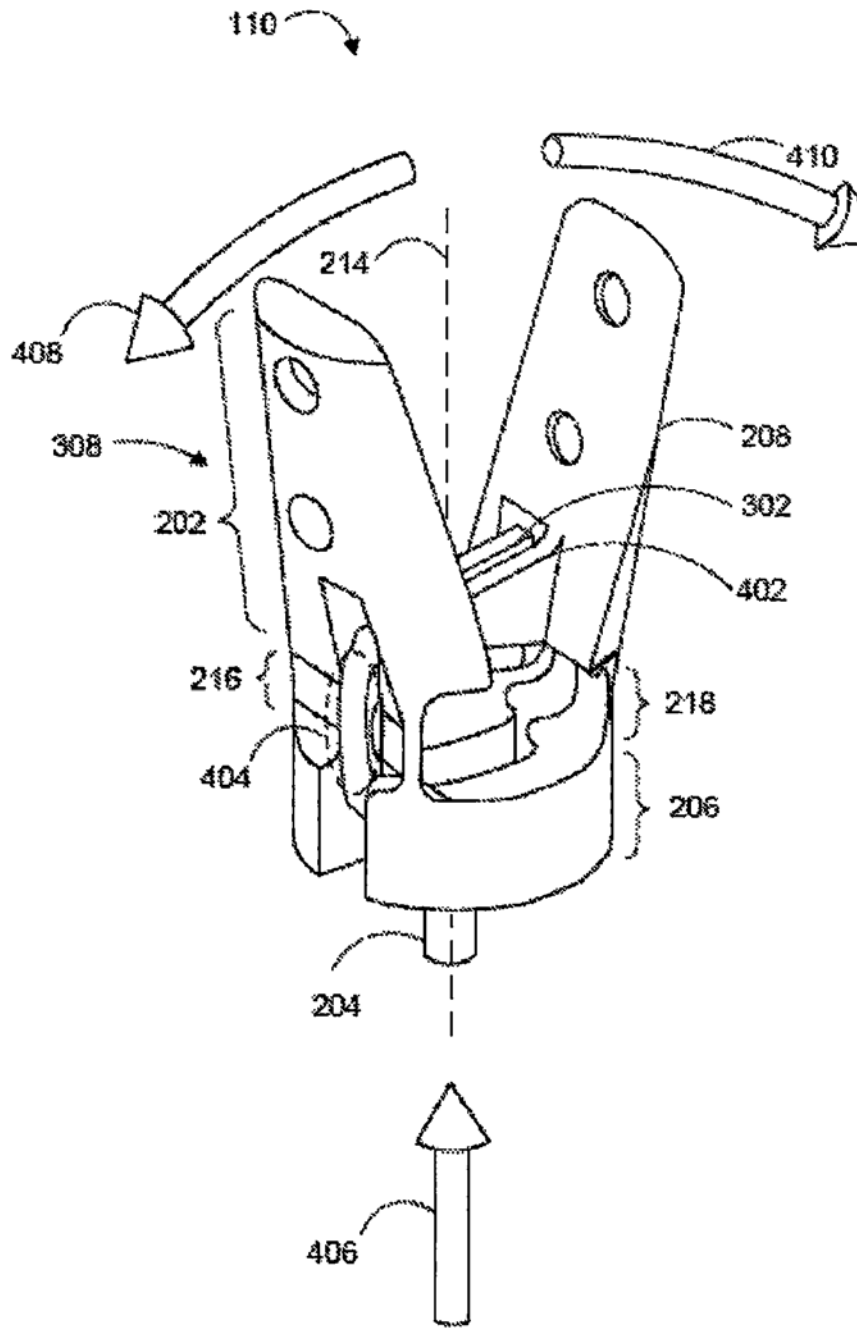


图4

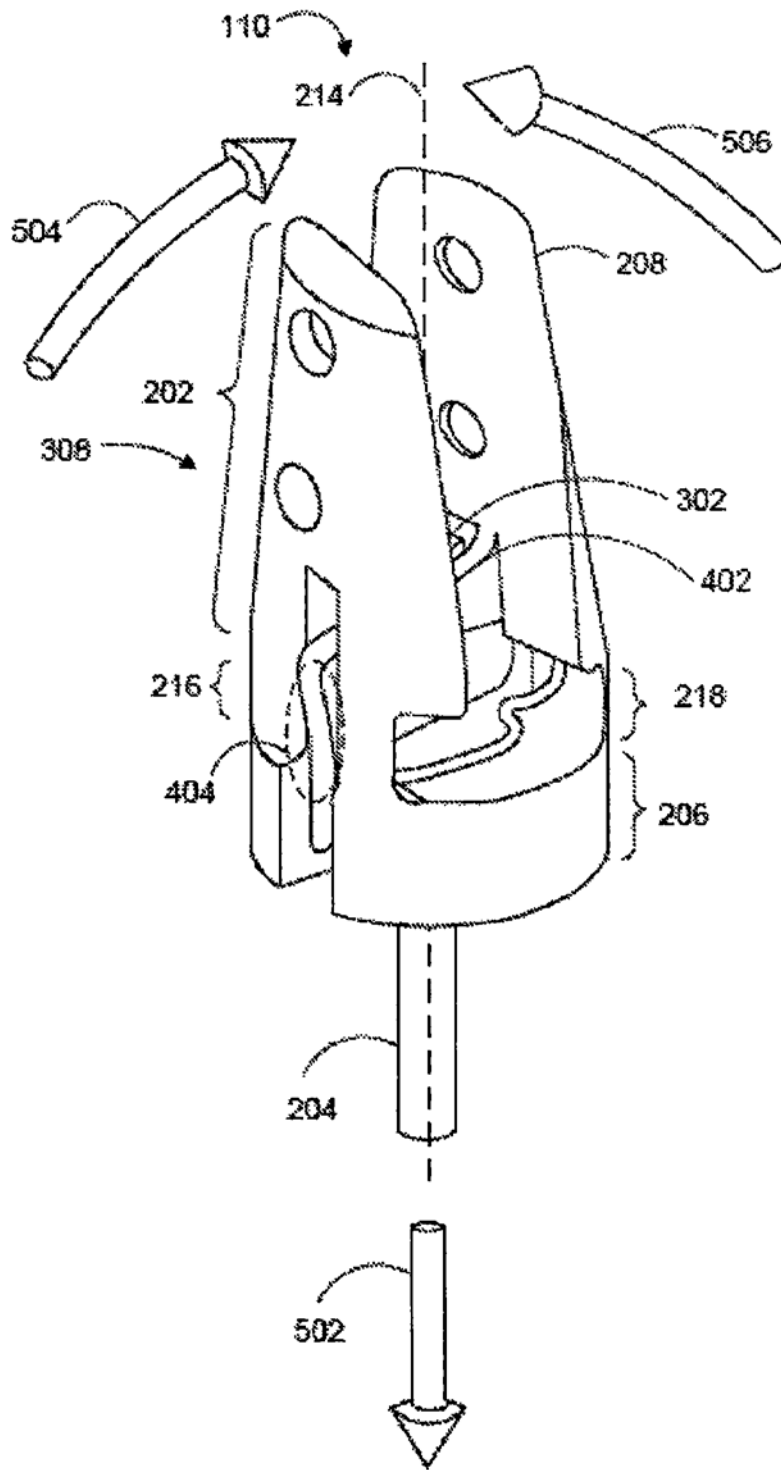


图5

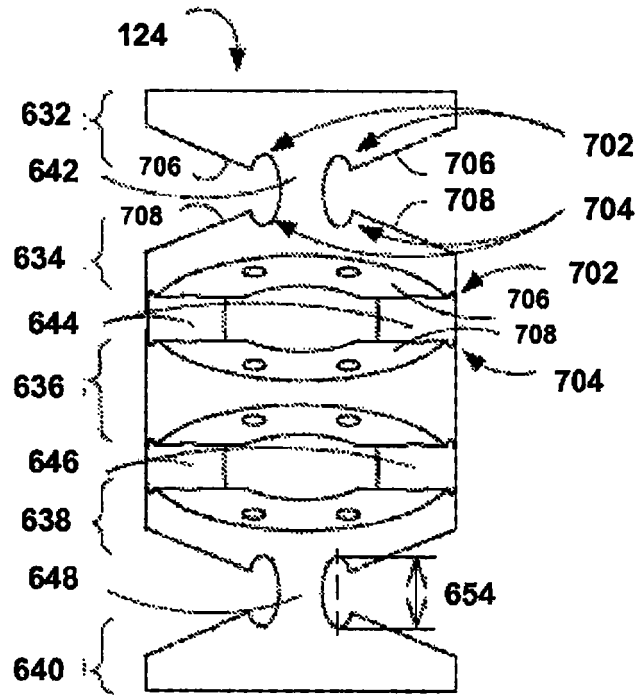


图7

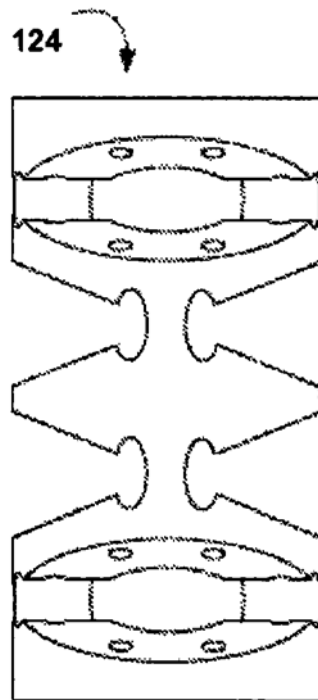


图8

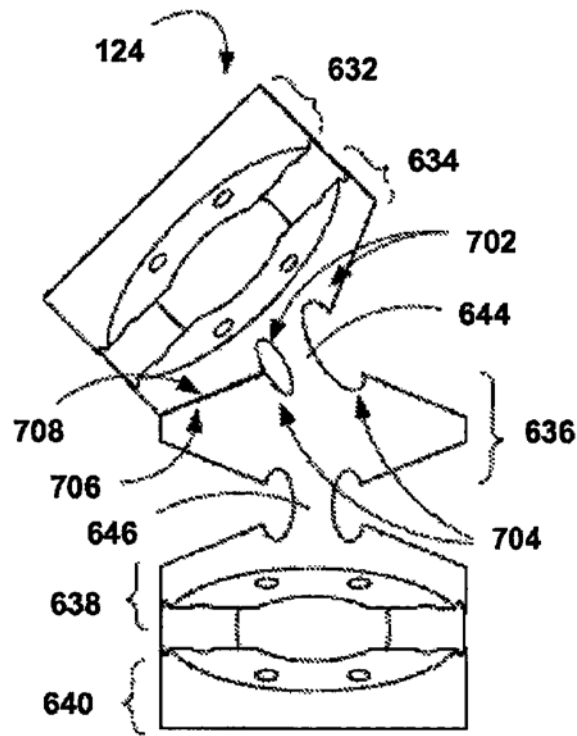


图9

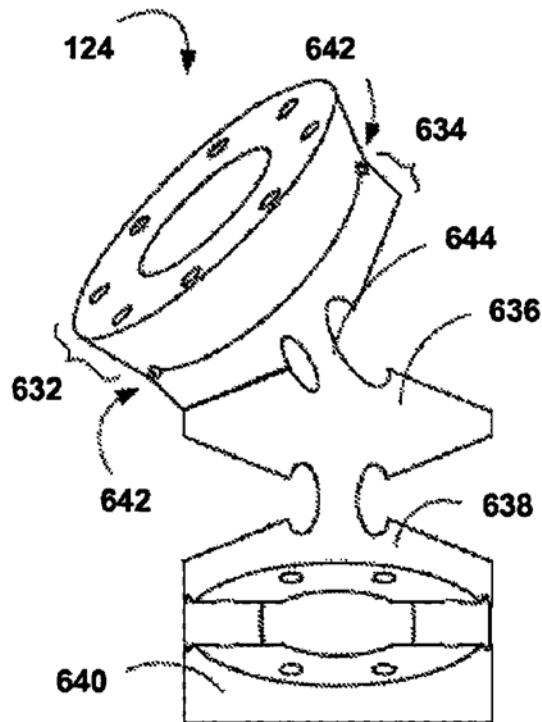


图10

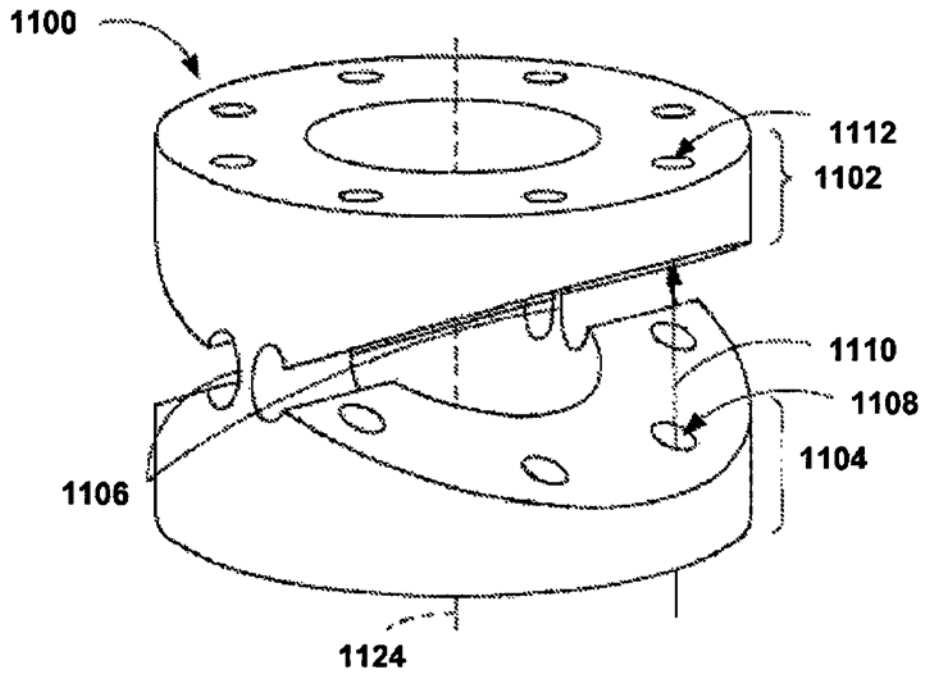


图11

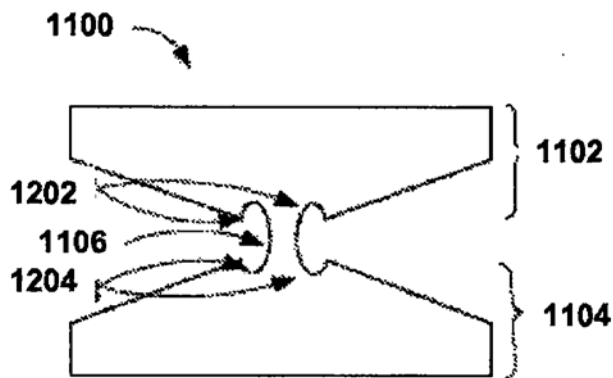


图12

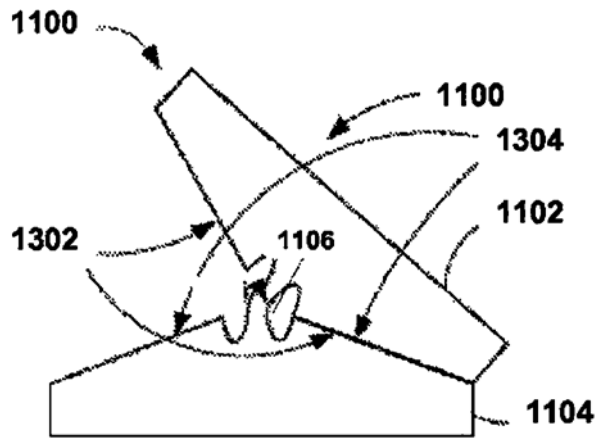


图13

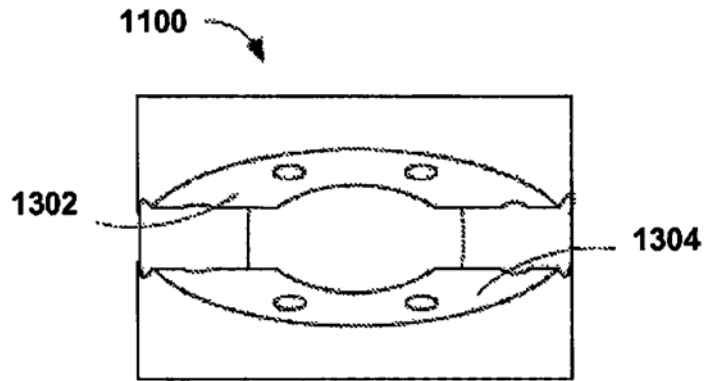


图14

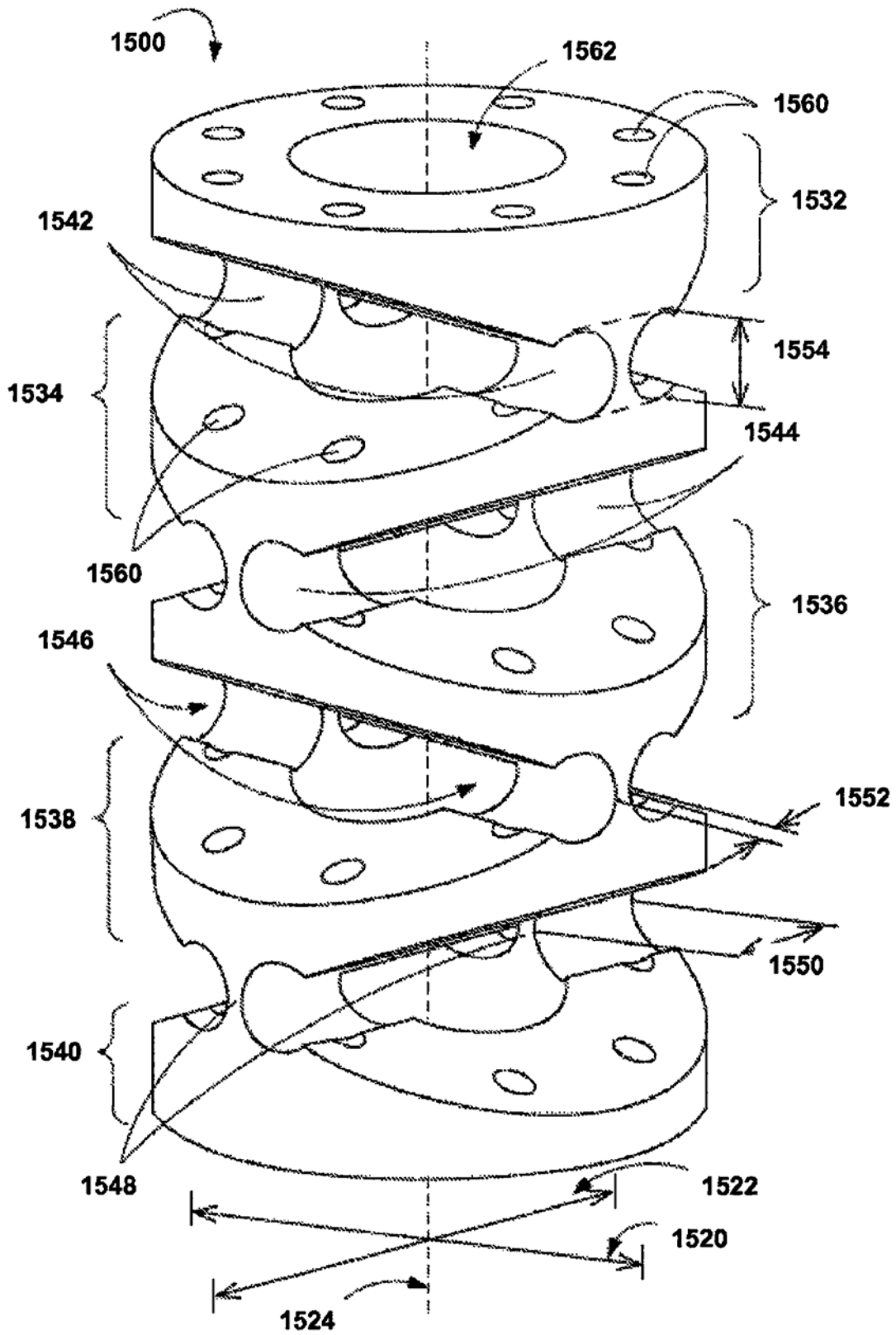


图15

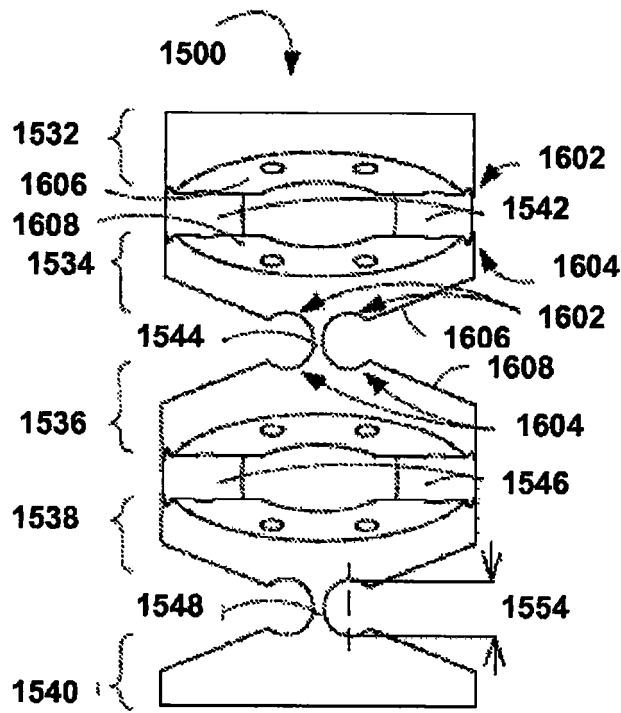


图16

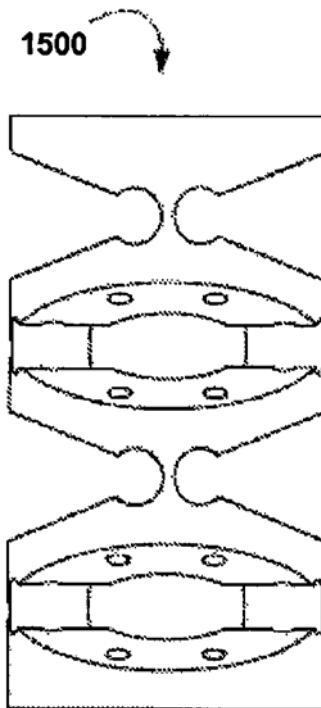


图17

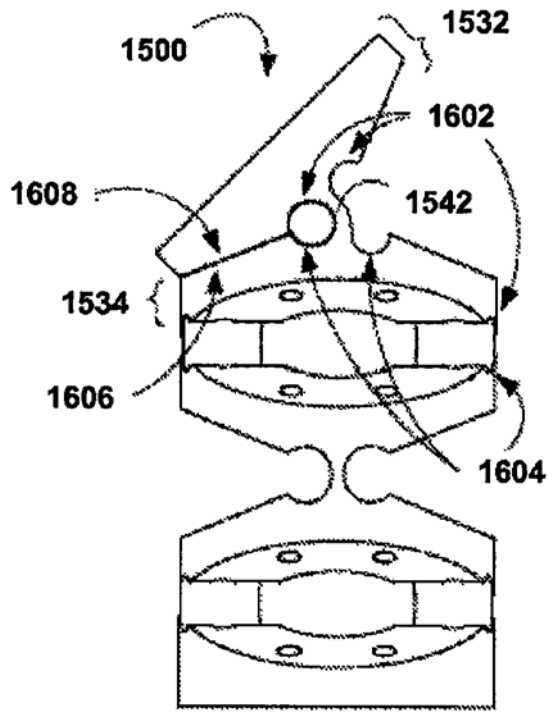


图18

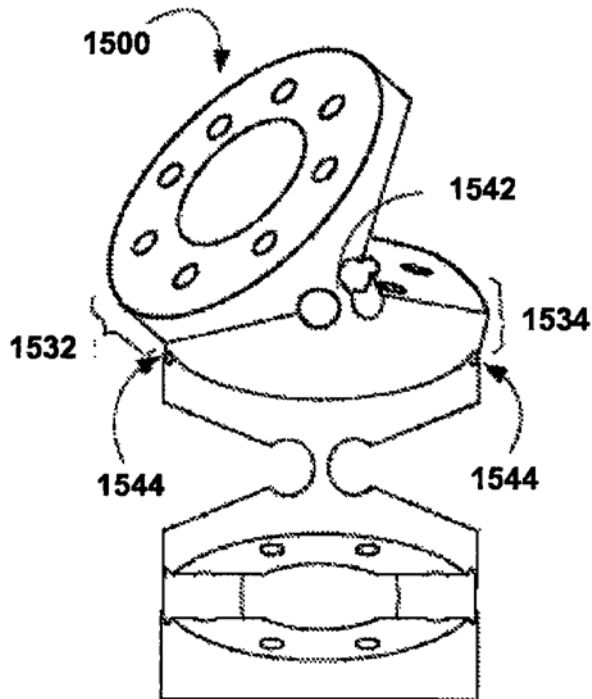


图19

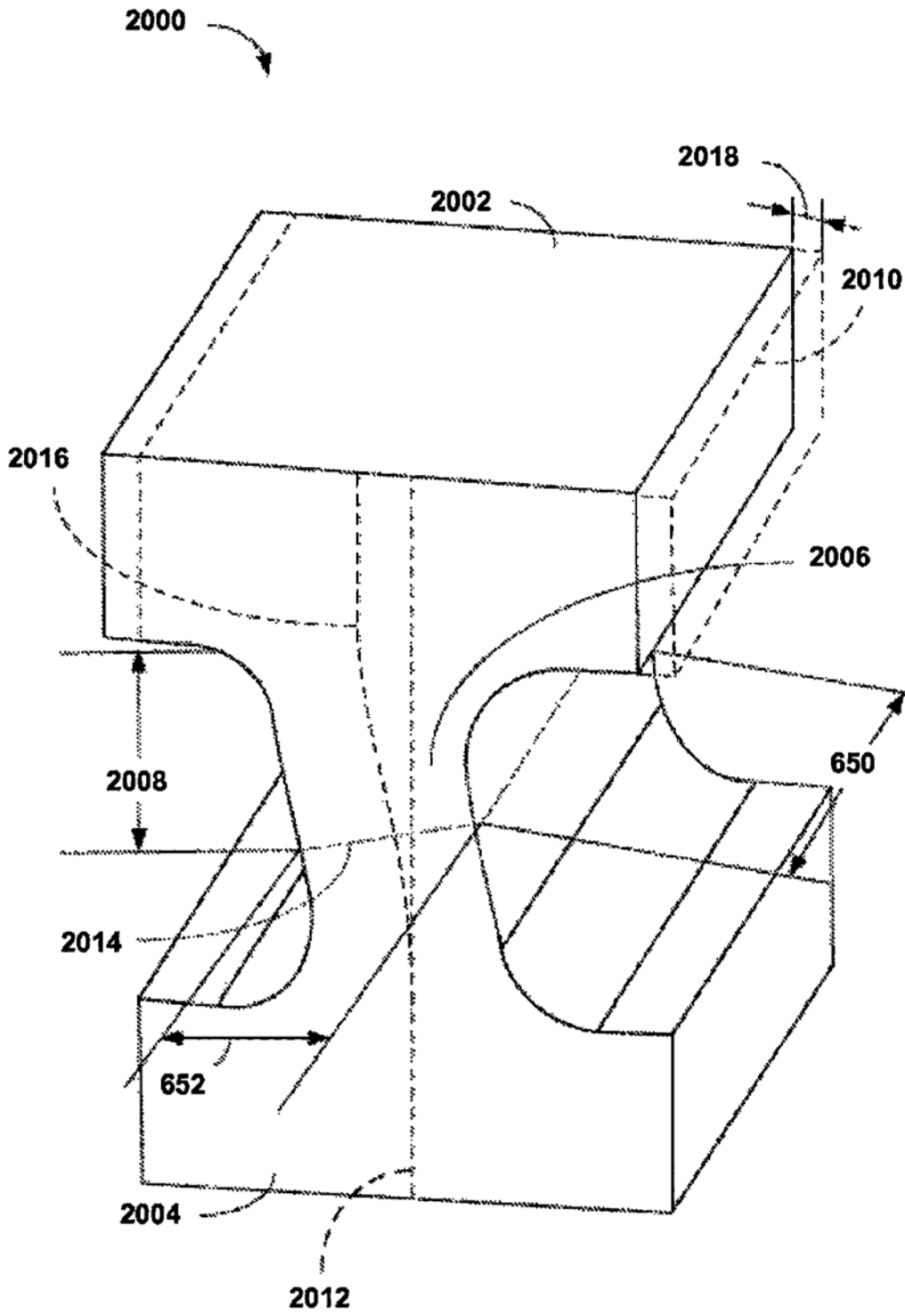


图20

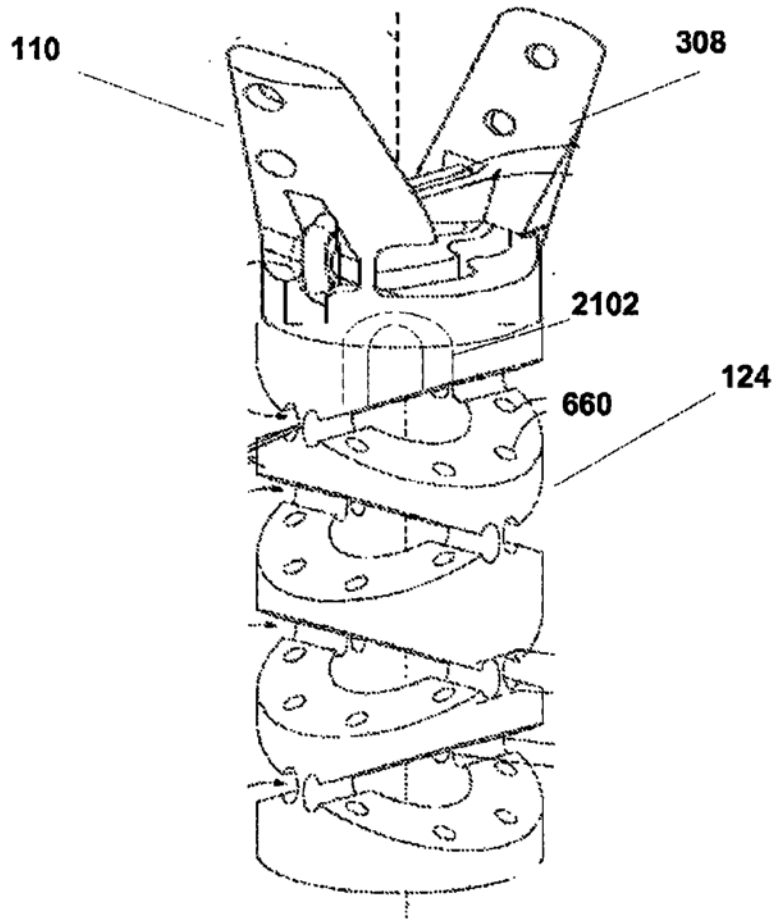


图21